

Esteban Pérez Pevida

Análisis biomecánico de la influencia del material de fabricación de implantes dentales en la transferencia de carga al terreno de soporte

Departamento
Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Director/es
Monticelli, Francesca
Brizuela Velasco, Aritza

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>



Reconocimiento – NoComercial – SinObraDerivada (by-nc-nd): No se permite un uso comercial de la obra original ni la generación de obras

© Universidad de Zaragoza
Servicio de Publicaciones



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA INFLUENCIA DEL MATERIAL DE FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES EN LA TRANSFERENCIA DE CARGA AL TERRENO DE SOPORTE

Autor

Esteban Pérez Pevida

Director/es

Monticelli, Francesca

Brizuela Velasco, Aritza

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Cirugía, Ginecología y Obstetricia

2017



Universidad
Zaragoza

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA, GINECOLOGÍA Y OBSTETRICIA

TESIS DOCTORAL

***ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA INFLUENCIA
DEL MATERIAL DE FABRICACIÓN DE
IMPLANTES DENTALES EN LA TRANSFERENCIA
DE CARGA AL TERRENO DE SOPORTE***

Autor:

Esteban Pérez Pevida

Directores:

Francesca Monticelli

Aritza Brizuela Velasco

Zaragoza Febrero 2017

Dña. Francesca Monticelli, Vicedecana y Profesora Contratada Doctora de la Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte de la Universidad de Zaragoza,

D. Aritza Brizuela Velasco, Profesor Colaborador de Honor del Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-quirúrgicas de la Universidad de Oviedo,

INFORMAN:

Que D. Esteban Pérez Pevida ha realizado bajo mi dirección el trabajo titulado **“ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA INFLUENCIA DEL MATERIAL DE FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES EN LA TRANSFERENCIA DE CARGA AL TERRENO DE SOPORTE”** y que bajo mi juicio reúne los méritos suficientes para optar al Grado de Doctor por la Universidad de Zaragoza. Una vez finalizado, autorizo su presentación para ser juzgada por el tribunal correspondiente.

Y para que así conste a los efectos oportunos, firmo la presente en
Zaragoza, a 1 de febrero de 2017.



Dña. Francesca Monticelli



D. Aritza Brizuela Velasco

Yo, Esteban Pérez Pevida, declaro que soy autor del presente trabajo de investigación realizado en el Departamento de Cirugía, Ginecología y Obstetricia de la Facultad de Medicina de la Universidad de Zaragoza, bajo la dirección de la Dra. Dña Francesca Monticelli y del Dr. D. Aritza Brizuela Velasco,

Y para que así conste donde proceda, firmo el presente documento en Zaragoza, a 1 de Febrero de 2017.

A handwritten signature in blue ink, consisting of stylized, overlapping loops and strokes that form a unique cursive representation of the name.

Fdo.: Esteban Pérez Pevida

Nosotros, que nos queremos tanto.

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento al Dr. Aritza Brizuela Velasco, no sólo por dirigir esta tesis doctoral sino por apostar por mi y confiar ciegamente en que pudiera liderar este proyecto. Sin su apoyo y dirección este sueño, traducido en tesis doctoral, no hubiera sido posible.

A la Dra. Francesca Monticelli, Vicedecana de la Facultad de Ciencias de Salud y del Deporte de la Universidad de Zaragoza, por guiar y estimular mi carrera académica en nuestra universidad y por su ayuda inestimable en la dirección de esta tesis doctoral.

A mi padre, el Dr. Jesús Ramón Pérez Vicario. Gracias a él escogí mi profesión y pude descubrir desde pequeño el esfuerzo y trabajo diario que es necesario invertir para conseguir ser un gran dentista y un padre de familia del que sentirse orgulloso.

A mi madre, la Dra. M^a Elena Pevida López. A ella le debo ser quien soy, siempre ha sido el empuje necesario para seguir hacia delante y no rendirse ante las dificultades que la vida te plantea.

A mi hermana, la Dra. Belén Pérez Pevida. Por ser mi alma gemela, mi amiga, mi apoyo y el ejemplo a seguir.

Al Dr. Borja Dehesa Ibarra, por abrirme las puertas de su casa y enseñarme la pasión por la periodoncia, la implantología y la cirugía oral; y por regalarme la suficiencia necesaria para poder disfrutar día a día de estas disciplinas de nuestra amada profesión.

A mis amigos, los de siempre y los de ahora, por estar ahí aún a veces estando lejos. Por ser esos momentos de desconexión necesarios para alcanzar el éxito. A todos mis compañeros del grupo de investigación.

Y a todas aquellas personas que, aún quizá no sabiéndolo, han contribuido a que este proyecto se haga realidad.

ÍNDICE

1. Abreviaturas.....	p.17
2. Introducción y motivación.....	p.23
3. Antecedentes y estado actual del tema.....	p.31
3.1. Implantología oral.....	p.33
3.2. Sistema hueso-implante-prótesis.....	p.35
3.2.1. El hueso.	
3.2.2. Materiales de fabricación de implantes dentales.	
3.2.3. Opciones rehabilitadoras del paciente edéntulo parcial o total.	
3.3. Biomecánica.....	p.52
3.3.1. Principios fundamentales de la mecánica.	
3.3.2. Cargas oclusales.	
3.3.2.1. Magnitud.	
3.3.2.2. Dirección.	
3.3.2.3. Duración.	
3.3.2.4. Factores de aumento de las fuerzas oclusales.	
3.4. Efectos de las cargas sobre el hueso.....	p.68
2.4.1. Transferencia de tensión sobre el sistema prótesis-implante-hueso.	

2.4.1.1 Factores asociados al comportamiento biomecánico del sistema prótesis-implante-hueso.

2.4.1.2. Pérdida ósea marginal periimplantaria.

2.4.1.3 Pérdida de hueso marginal periimplantario como resultado de la sobrecarga oclusal.

3.5. Análisis de elementos finitos (AEF) en investigación en implantología oral..... p.84

4. Hipótesis y Objetivos..... p.91

4.1. Hipótesis..... p.93

4.2. Objetivo general..... p.93

4.3. Objetivos específicos..... p.93

5. Material y Metodología..... p.97

5.1. Espécimen, modelo de trabajo..... p.99

5.1.1. Hueso

5.1.2. Implante

5.1.3. Corona metalcerámica

5.2. Modelización de los componentes..... p.102

5.3. Datos computados..... p.106

5.4. Ensayos y procedimientos..... p.107

6. Resultados..... p.111

6.1. Tensión equivalente según Von Mises..... p.113

6.1.1. En el hueso cortical.	
6.1.2. En el hueso trabecular.	
6.1.3. En el implante.	
6.1.4. Características de la localización y distribución de tensión en el sistema.	
6.2. Deformación.....	p.126
6.2.1. Del hueso cortical.	
6.2.2. Del hueso trabecular.	
6.2.3. Del implante.	
7. Discusión.....	p.131
7.1. Sobre la metodología: limitaciones y justificación.....	p.133
7.1.1. Análisis de elementos finitos (AEF).	
7.1.2. Del espécimen modelizado.	
7.1.3. De los ensayos y procedimientos.	
7.2. Sobre los resultados obtenidos.....	p.143
7.2.1. Sobre la magnitud y distribución de la tensión a los implantes y hueso periimplantario.	
7.2.1.1. Magnitud de tensión transferida a los implantes.	
7.2.1.2. Magnitud de tensión transferida al hueso periimplantario.	
7.2.1.3. Distribución de la tensión al hueso periimplantario.	

7.2.2. Sobre la deformación de los implantes y el hueso periimplantario.

7.2.2.1. Deformación de los implantes.

7.2.2.2. Deformación del hueso periimplantario.

8. Conclusiones..... p.157

9. Bibliografía..... p.163

10. Anexos..... p. 199

10.1. Indicios de calidad de la tesis..... p.201

10.1.1. Artículo original BioMed Research International.

10.1.2. Comunicación oral SECIB Málaga 2016.

10.1.3. Comunicación oral SEPES Bilbao 2016.

1. ABREVIATURAS

OMS: Organización Mundial de la Salud.

Ti-6Al-4V: Aleación Titanio-6Aluminio-4Vanadio.

GPa: Gigapascales.

Ti-15Zr: Aleación Titanio-15Zirconio.

Y-TZP: Cerámica de zirconia estabilizada con itria.

Ti-Nb-Zr: Aleación Titanio-Niobio-Zirconio.

AEF: Análisis de elementos finitos.

d.C: Después de Cristo.

s.: Siglo.

°C: Grados centígrados.

O: Oxígeno.

C: Carbono.

V: Vanadio.

Mo: Molibdeno.

Nb: Niobio.

Cr: Cromo.

Fe: Hierro.

Si: Silicio.

Zr: Zirconio.

Hf: Hafnio.

Sn: Estaño.

Ti-Nb: Titanio-Niobio.

Ti-Hf: Titanio-Hafnio.

Ti-Ta: Titanio-Tantalio.

Ti: Titanio.

MPa: Megapascales.

PPR: Prótesis parcial removible.

PPFDS: Prótesis Parcial Fija Dentosoportada.

PPFIS: Prótesis Parcial Fija Implantosoportada.

PTR: Prótesis Total Removible.

PTFIS: Prótesis Total Fija Implantosoportada.

IL-1A: Interleukina 1A.

IL-1B: Interleukina 1B.

RAE: Real academia de la lengua española.

N: Newton.

Kg: Kilogramo.

m/s²: Metro/segundo al cuadrado.

F: Fuerza.

W: Trabajo mecánico.

J: Julio.

S: Superficie.

I: Longitud.

I₀: Longitud inicial.

E: Módulo de elasticidad o Módulo de Young.

FMO: Fuerza máxima de oclusión.

PGE2: Prostaglandina E2.

COX-2: Cicloxigenasa-2.

RANKL: Ligando del receptor activador del factor nuclear Kappa-b.

CSF: Factor estimulador de colonias.

µm: Micras.

mm: Milímetros.

m: Masa.

m_{sub}: Masa sumergida.

Cr-Co: Cromo-Cobalto.

GHz: Gigahercios.

GB: Gigabytes.

TB: Terabytes.

rpm: Revoluciones por minuto.

sd: Desviación estándar.

2. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN

La vida era monótona y sencilla, hasta que explotó en el Cámbrico. Durante este primer periodo de la Era Paleozoica, se produjo el desarrollo de una enorme diversidad de vida sobre la tierra y entre ellos los cordados, al que pertenece el género de los vertebrados, en el que se incluyen los humanos.

La evolución del hueso como tejido conectivo, desde ese periodo, ha sido constante y orientada al desempeño de sus funciones mecánicas, metabólicas y sintéticas. Pero antes fue el hueso y mas tarde el diente. Estos aparecieron con la formación de las mandíbulas en los gnatostomados, grupo que incluye a los peces y los tetrápodos, como una mejora en su alimentación, lo que permitió el aumento de tamaño de los vertebrados en general (1).

Algunos autores (2) sostienen que durante la evolución humana, una modificación genética que afecta a la expresión de la proteína MYH16, condujo a un menor desarrollo de la musculatura masticatoria, esto a su vez a una disminución del tamaño maxilar lo cual por su parte permitió un mayor volumen para ser aprovechado por el cerebro.

De cualquier manera, la configuración maxilofacial y dentaria humana no ha cambiado sustancialmente en los últimas decenas de miles de años. Sin embargo, lo que ha cambiado de manera radical es la esperanza de vida de la especie, sobre todo en los últimos 100, situándose en 2015, según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), en 71.4 años. La edad está directamente relacionada con la pérdida de dientes. Parece demostrada una asociación entre la pérdida de rendimiento masticatorio en adultos de edad avanzada con la disminución de contactos oclusales en los sectores posteriores. Igualmente parece existir una relación entre la disminución de la fuerza oclusal aplicada y la disminución de la cantidad de saliva (3).

La utilización de implantes, un elemento aloplástico que sustituye a la raíz

del diente ausente, en la rehabilitación de piezas dentales perdidas, consigue devolver y mejorar la función y estética perdidas de los pacientes (4).

El principal material usado en la fabricación de implantes dentales es el titanio. En un principio se utilizaron implantes de titanio comercialmente puro, aunque debido a sus limitadas propiedades mecánicas se comenzó a utilizar el titanio en aleación con otros materiales como el vanadio y el aluminio (5). Su gran ventaja es su capacidad de osteointegración, entendida esta como la conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional.

La unión de un implante a su hueso de soporte es rígida, con escasa capacidad de movimiento ante la aplicación de carga puesto que, al contrario que los dientes, carece de ligamento periodontal. Por tanto, la tensión que recibe un implante se transforma en deformación, tanto propia, como del hueso que le rodea. Si esta deformación supera el umbral de deformación ósea se producirán microfracturas óseas y se activará un fenómeno de remodelado, que puede conducir a la pérdida de hueso de soporte (6, 7).

Tal y como se ha indicado anteriormente, de todas las aleaciones empleadas en la fabricación de implantes dentales, la aleación Ti-6Al-4V es la más común. Presenta como principales inconvenientes el contar con un módulo de elasticidad de 110GPa, que es relativamente alto cuando se le compara con el correspondiente al hueso de soporte que es de aproximadamente 15GPa para el hueso cortical y 1GPa para el hueso esponjoso (8).

Esto puede suponer añadir otro problema en su comportamiento biomecánico, puesto que según el principio de análisis de haz complejo,

cuando dos materiales con diferentes módulos de Young están unidos en un mismo entorno mecánico y son sometidos a carga, tienden a transmitir la tensión principalmente en el primer punto en el que entran en contacto. Según este principio, la tensión, y por tanto deformación en el caso de los implantes dentales de Ti-6Al-4V, se concentrará a nivel de la cresta ósea. Es preciso tener en consideración que los estudios clínicos muestran que la pérdida de hueso marginal periimplantario se produce, precisamente, a nivel de la cresta marginal del hueso alrededor del cuello del implante (9, 10, 11).

En la actualidad se están desarrollando nuevas aleaciones más biomiméticas con la finalidad de que sean más biocompatibles y permitan asegurar un correcto funcionamiento en el cuerpo humano.

Por la necesidad de comercialización de implantes dentales más estrechos, para poder ser utilizados en localizaciones con limitada disponibilidad, tanto ósea como de espacio protésico, se han desarrollado aleaciones, como la aleación Ti-15Zr, con mayor límite de fractura para así evitar esta complicación en un implante estrecho ante la aplicación de las cargas funcionales.

A su vez, para cumplir con los requerimientos estéticos que se exigen a las rehabilitaciones implantosoportadas y con el fin de evitar el color metálico de los implantes de titanio, se ha comenzado a utilizar implantes dentales de circonita parcialmente estabilizada con itria (Y-TZP), cuyo color es blanco y más parecido al sustrato dentario. Si bien son ciertas estas ventajas estéticas, este material cuenta con un módulo de Young que prácticamente duplica el del Ti-6Al-4V, y por tanto se aleja todavía más del propio del hueso (12, 13).

Por otro lado, algunos autores defienden que el uso de nuevas aleaciones con propiedades elásticas más similares al hueso prístino pueden ser de vital importancia para conseguir un mayor biomimetismo y

biocompatibilidad, y de aquí surgen nuevas aleaciones hiperelásticas que aparte del titanio y el zirconio añaden metales como el niobio (Ti-Nb-Zr), reduciendo así el módulo de Young de la aleación y acercándose al del hueso.

En la literatura científica actual no está suficientemente descrito el comportamiento biomecánico ante la aplicación de carga de estos materiales hiperelásticos en relación al hueso periimplantario, de la misma manera que no hay evidencia sobre si es preferible emplear un material más rígido o más elástico en la fabricación de implantes, si se pretende controlar la tensión y deformación transferida al terreno de soporte. Por este motivo, la justificación de este trabajo de investigación es clarificar esta cuestión, mediante un análisis de elementos finitos.

3.ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA

3.1. Implantología Oral.

La primera prótesis de la que se tiene constancia, no es un diente natural o artificial sujeto a los dientes vecinos, como se ha encontrado en cráneos egipcios o fenicios, sino que es una implantación necrópsica realizada durante el Neolítico (hace unos 9000 años). El cráneo encontrado era de una mujer joven que tenía un trozo de falange de un dedo introducido en el alveolo del segundo premolar superior derecho (14).

Los restos antropológicos más remotos de implantes dentales, colocados in-vivo son los de la cultura maya. El arqueólogo Popenoe en 1931 descubrió, en la Playa de los Muertos en Honduras, un cráneo que presentaba en la mandíbula tres fragmentos de concha introducidos en los alvéolos de los incisivos. Este cráneo data del año 600 d.C. Los estudios radiológicos determinaron la formación de hueso compacto alrededor de los implantes, haciendo suponer que dichos fragmentos se colocaron en vida (14, 15).

A principios del s.XIX se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intra-alveolares destacando a Maggiolo, que en 1809 introdujo un implante de oro en el alveolo de un diente recién extraído (16). Así mismo, en las primeras décadas del s.XX Payne presentó la técnica de implantación en el 3er Congreso Dental Internacional, utilizando una cápsula de plata colocada en el alveolo de una raíz (14).

Fue en 1978 cuando se presentaron los estudios experimentales del grupo sueco de Göteborg dirigido por P. I. Brånemark y T. Albrektsson (17). En 1952, el profesor Brånemark comenzó a realizar una investigación con estudios microscópicos in-vitro de la medula ósea en tibia de conejo, para conocer mejor la vascularización, tras practicar traumatismos óseos. El estudio se llevó a cabo introduciendo una cámara de titanio en el hueso del conejo, como se observa en la FIGURA 1. La sorpresa surgió cuando al ir a retirar la cámara se comprobó que era imposible, ya que la

estructura de titanio se había incorporado por completo al hueso, y el tejido mineralizado era totalmente congruente con las microirregularidades de la superficie del titanio. A este hecho se le denominó osteointegración y a partir de entonces se comenzaron a realizar estudios para rehabilitar animales edéntulos, que resultaron eficaces, por lo que surgió la idea de crear un sustituto para la raíz de los dientes que estuviera anclado en el hueso maxilar (18).

La introducción de los implantes en la odontología ha permitido a los odontólogos realizar tratamientos protésicos fijos, incluso en casos de pérdidas de varias piezas dentales o piezas estratégicamente importantes y en consecuencia, evitar en muchos casos el empleo de prótesis removibles.

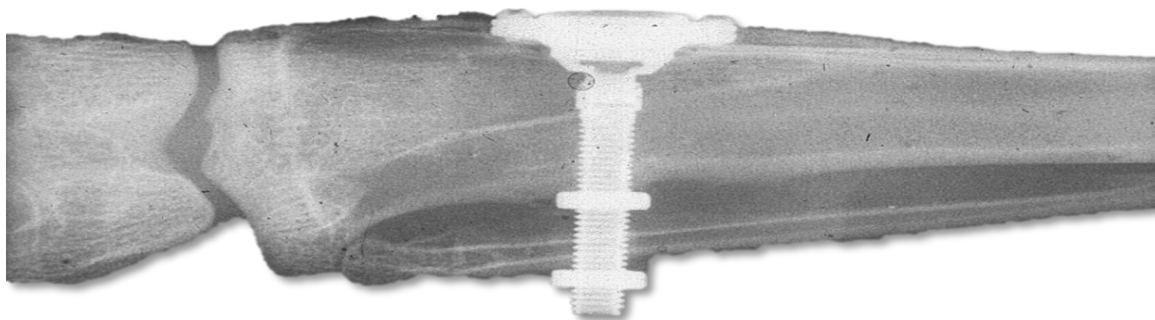


FIGURA 1. Fijación en tibia de conejo (19).

Tras el descubrimiento de los implantes dentales osteointegrados con los trabajos de Brånemark (19, 20) y Schroeder (21), se posibilitó la rehabilitación de cualquier edentulismo con una alta predictibilidad. Por esto, hoy en día, una de las opciones más indicadas para solventar la pérdida de uno o más dientes suele ser una prótesis soportada y/o retenida sobre implantes dentales, ya que es una opción con resultados altamente predecibles a largo plazo (22).

En este sentido, y gracias a los avances en la materia, es posible resolver casos cada vez más extremos o de una complejidad mayor, tanto en edentulismo parcial como total, mediante la utilización de implantes

dentales. Podríamos afirmar que los implantes dentales han pasado de ser la excepción a ser uno de los tratamientos más utilizados en rehabilitación de dientes perdidos.

La implantología es hoy una técnica con base científica y con lejanos antecedentes históricos, que ha ido evolucionando por la constante necesidad de restituir la pérdida dentaria. Por tanto, hoy en día los implantes dentales endoóseos son dispositivos que se insertan en el hueso maxilar para reponer dientes naturales perdidos. La prótesis fija (coronas o puentes) se unen a los implantes, una vez osteointegrados en el hueso, para restaurar la función masticatoria.

Podemos definir entonces la rehabilitación mediante prótesis fija implantosoportada como aquel sistema formado por el implante dental, el hueso periimplantario y la restauración protética (pilar protésico y corona).

3.2 Sistema hueso-implante-prótesis

3.2.1. El hueso

El hueso es un tejido conjuntivo especializado, cuya organización, dinámica y composición le permiten desempeñar una función mecánica de sostén y participar en la homeostasis mineral, teniendo un papel primordial en el equilibrio del calcio (23).

El hueso está constituido por células y una matriz extracelular. La matriz cuenta a su vez con un componente orgánico y otro inorgánico. El componente orgánico de la matriz es en un 90% colágeno tipo I y el resto proteínas diversas. Respecto al componente inorgánico de la matriz es fundamentalmente fosfato cálcico, presente en forma de cristales de hidroxiapatita, que aparecen a intervalos de 60 a 70 nm a lo largo de las fibras (24).

En cuanto a las células del hueso, destacan dos tipos, de funciones y orígenes contrapuestos: el osteoblasto, capaz de formar hueso y de origen mesenquimal y el osteoclasto, capaz de eliminar hueso y de origen hematopoyético. Además, cuando los osteoblastos quedan recubiertos por la matriz que ellos mismos han formado, pueden evolucionar hacia otro tipo de célula ósea, el osteocito, directamente implicado en la mecanotransducción del hueso (24).

Todos los componentes del hueso están ordenados de forma bien definida. Los osteocitos están situados en las lagunas óseas y comunicados entre sí por canalículos. La matriz extracelular se dispone en forma de capas y según lo haga se creará hueso cortical o compacto y esponjoso o trabecular. El hueso, está formado por una capa externa de tejido denso, compacto o hueso cortical que define los límites del hueso interno medular, esponjoso o hueso trabecular el cual contiene además grasa y médula hematopoyética (23). Aproximadamente el 20 por ciento de la masa ósea esquelética es trabecular mientras que el resto es cortical, pero a proporción volumen/superficie, el trabecular es 10 veces mayor que la del cortical (24).

El hueso trabecular o esponjoso es poco elástico y más plástico con menor densidad, pudiendo resistir mejor las deformaciones. El hueso cortical es poco plástico y más elástico por lo que reacciona mejor a las fuerzas perpendiculares y peor a las oblicuas (25, 26).

Estas diferencias en la macroarquitectura se han utilizado para determinar una clasificación clínica del tipo de hueso en el campo de la implantología, basada en la relativa proporción de hueso cortical y trabecular donde un hueso de clase I es predominantemente cortical como el de la zona anterior mandibular, mientras que un hueso de clase IV es casi todo trabecular como el que encontramos en la zona posterior maxilar. Sin embargo, cuando esta clasificación es reinterpretada para denominar

como hueso pobre a un hueso de clase IV, se debe entender que esto es una apreciación clínica, basada en el limitado éxito inicial de colocación de implantes maquinados con diseños relativamente simples o en la mínima estabilidad mecánica que se consigue con la inserción del implante en este tipo de hueso, en lugar de un juicio certero de la calidad biológica del mismo (25, 26).

En este sentido, cuando se toma en consideración la capacidad de cicatrización del hueso trabecular y cortical, también se encuentran diferencias, puesto que el hueso trabecular tiene una superficie mayor, y también tiene una mayor cantidad de células y vasos que el cortical, lo que le confiere una mayor eficiencia y velocidad en el remodelado (25, 26).

Completado el crecimiento longitudinal, existen sólo dos mecanismos fundamentales del desarrollo óseo capaces de modificar la calidad y/o la distribución del material óseo mineralizado: el modelado y el remodelado óseo (27).

El modelado óseo consiste en una combinación no acoplada (en distintos sitios) de aposición osteoblástica de hueso nuevo y destrucción osteoclástica de hueso preexistente. Así, en las metáfisis, el crecimiento óseo se asocia a fenómenos de reabsorción en la superficie externa y de formación en la interna, mientras que, en las diáfisis, ocurre lo contrario. Este proceso permite que los distintos huesos conserven su forma durante el proceso de crecimiento además de una renovación constante del esqueleto antes de que cese el crecimiento, y puesto que su balance global de masa es generalmente positivo, es la única forma genuina de ganar masa ósea (28).

La remodelación es un proceso acoplado de remoción osteoclástica de pequeñas cantidades de hueso preexistente, que es repuesto total o parcialmente por formación osteoblástica en el mismo sitio, con balance de masa consecuentemente neutro o negativo. El mecanismo es útil

porque provee la homeostasis mineral, reemplaza tejido viejo por nuevo y repara zonas microdañadas (27).

Mediador Químico	Efecto
PGE2	Estimulación de la diferenciación osteoclástica (vía CSF y RANKL) e inhibición o estimulación de la diferenciación osteoblástica.
NO	Disminución de la segregación de RANKL y aumento de la segregación de OPG por parte de los osteoblastos.
OPN	Diferenciación de los preosteoblastos en zonas de carga ósea. Está aumentada en zonas de producción de hueso inmaduro por parte de los osteoblastos.
ESCLEROSTINA	Unión al receptor LRP5 para inhibir la vía de la proteína Wnt, que tiene como función el control de la diferenciación osteoblástica y la inhibición de la apoptosis.

TABLA 1: Mediadores químicos liberados por el osteocito como resultado de su función mecanotransductora y su efecto en las células efectoras (29).

Los daños por fatiga en el hueso activan, y aparentemente son a su vez limitados, el fenómeno del remodelado. En esta función es fundamental el papel que desempeña el osteocito. Es la denominada como mecanotransducción: las cargas aplicadas en el hueso generan una determinada deformación de la matriz extracelular, lo cual produce a su vez una modificación de la presión del fluido intracanalicular que rellena los canales en los cuales tienen dispuestos los osteocitos sus prolongaciones. Finalmente esto conduce a la activación del osteocito, que por medio de una serie de mediadores químicos (TABLA 1), generará una determinada respuesta por parte de las células efectoras (osteoblasto y osteoclasto) (29).

3.2.2. Materiales de fabricación de implantes dentales

3.2.2.1 Propiedades de los materiales

Todo material posee una serie de propiedades, que le otorgan un determinado comportamiento biomecánico ante la aplicación de fuerzas o cuando se ponen en contacto entre ellos.

Una de las principales propiedades de los materiales es la elasticidad del mismo, la cual está relacionada directamente con la deformación en la llamada Ley de Hooke donde $\sigma = E \cdot \epsilon$, es decir, si ejercemos una fuerza o tensión (σ) sobre un cuerpo con módulo de elasticidad determinado (E), este sufre una deformación (ϵ) de manera directamente proporcional a la fuerza aplicada. En este sentido podemos encontrar materiales más o menos rígidos y por tanto que necesiten más o menos tensión para sufrir deformación. Entonces, cabe destacar como propiedad elástica de los materiales el módulo de Young o módulo de elasticidad, cuanto mayor es este más rígido es el material y por tanto, menos deformable (30).

En este punto se debe mencionar el límite elástico de todo material, el cuál es determinante para que dicho material pase de sufrir una deformación elástica a una deformación plástica. Una deformación elástica es aquella donde al dejar de someter al material a tensión, dicho material vuelve a su estado y dimensiones iniciales, es decir, sufre una deformación transitoria. En contraposición, una deformación plástica determina unos cambios dimensionales del material al interrumpir la aplicación de tensión sobre el mismo. Por tanto, un material con alto límite elástico necesita mayor deformación para cambiar dimensionalmente de manera permanente, es decir, para sufrir una deformación plástica (31).

Por tanto, al aplicar una tensión a un material este tenderá en mayor o menor medida, dependiendo de su módulo de Young, a deformarse de manera transitoria o elástica hasta llegar a deformarse de manera

permanente o plástica dependiendo del límite elástico de dicho material. Si tras sobrepasar el límite elástico del material, se sigue aplicando tensión al mismo la deformación plástica alcanzará el límite de fractura produciéndose consecuentemente la fractura del material (32).

Por otro lado, cuando un material se tracciona, existe no sólo una deformación axial sino también una contracción lateral. Poisson demostró que dichas deformaciones eran proporcionales en el rango de elasticidad, siendo ν la constante de proporcionalidad que se denomina coeficiente de Poisson. En el caso de los metales su valor aproximado es 0.3 (30).

Otra propiedad de los materiales utilizados en biomedicina es la biocompatibilidad, definida como la capacidad de un material para no interferir ni degradar el medio biológico en el cual son utilizados. Se aplica principalmente a materiales utilizados en medicina en contacto directo con los tejidos y fluidos internos del cuerpo humano. En este sentido un material biocompatible no debe ser tóxico ni producir ningún tipo de reacción alérgica, en el caso de los metales no deben corroerse ni degradarse en contacto con tejidos y fluidos para poder considerarse biocompatibles (33).

3.2.2.2 Materiales empleados en la fabricación de implantes dentales

Las propiedades principales que hacen del titanio y sus aleaciones una buena opción para una amplia variedad de aplicaciones, son su alta resistencia mecánica, baja densidad y excelente resistencia a la corrosión. Ejemplos de estas aplicaciones incluyen la fabricación de diversos componentes para la industria aeronáutica, la química y la biomédica (FIGURA 2).

En el campo de los biomateriales, el uso del titanio y sus aleaciones se ha implementado desde el año 1951, y ha ido aumentando de forma constante. Este hecho es consecuencia de la mejor resistencia a la

corrosión del titanio en fluidos corporales y su mejor compatibilidad térmica, en comparación con la de los aceros inoxidable.

El titanio es el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre, siendo los otros tres, el aluminio, el hierro y el magnesio. Sufre una transformación alotrópica a la temperatura de 882°C, pasando de una estructura hexagonal compacta (fase alfa α) a una estructura más dúctil, cúbica centrada en el cuerpo (fase beta β). Esta temperatura de transformación se ve influida por los elementos adicionales con los que el titanio forme aleación, dando lugar a una gran variedad de transformaciones de fase y microestructuras (34).

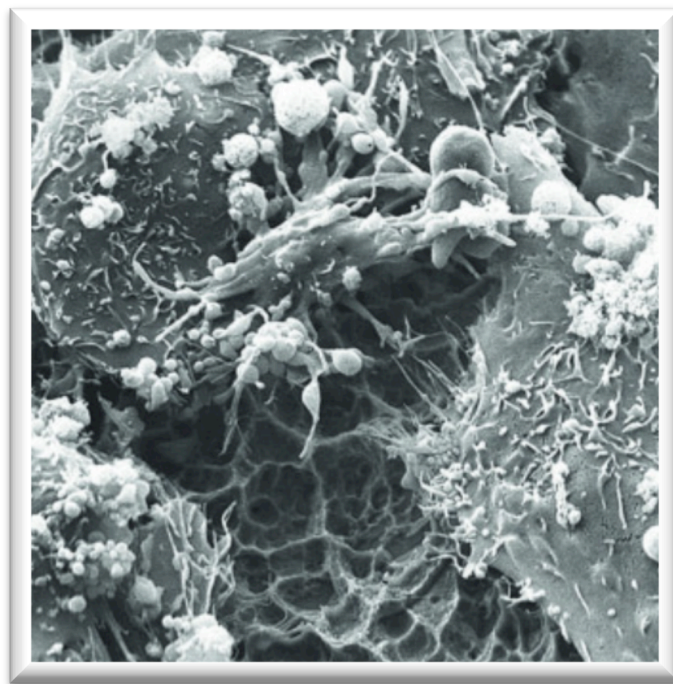


FIGURA 2. Osteoblastos sobre superficie de un implante dental de Ti-6Al-4V.

Los elementos de aleación en el titanio son clasificados de acuerdo a su capacidad de estabilizar la fase alfa o la fase beta, dependiendo si ellos incrementan o disminuyen la temperatura de transformación α/β de 882°C del titanio puro.

Los elementos estabilizantes alfa, como el elemento sustitucional Al y los elementos intersticiales O, N y C, aumentan la temperatura a medida que se incrementa el contenido de soluto. El aluminio es un elemento ampliamente utilizado en las aleaciones de titanio, debido a que es el único metal que aumenta la temperatura de transición y además tiene alta solubilidad en ambas fases, alfa y beta. Entre los elementos intersticiales, el oxígeno es utilizado para obtener alta resistencia, especialmente en los grados de titanio comercialmente puro (35).

Los elementos estabilizantes beta son clasificados como elementos isomorfos y elementos beta eutectoides. Los elementos beta isomorfos más utilizados en las aleaciones de titanio son V, Mo y Nb. Una concentración suficiente de estos elementos hace posible estabilizar la fase beta a temperatura ambiente. De los elementos beta eutectoides, los más utilizados son Cr, Fe y Si (35).

Además de estos elementos, existen los que se consideran como neutros debido a que disminuyen la temperatura de transformación α/β ligeramente e incrementan la temperatura de transformación a concentraciones altas, entre ellos están el Zr, Hf y Sn. Estos elementos poseen solubilidad total en las fases alfa y beta del titanio (36).

Las aleaciones de titanio α/β pueden tener dos tipos de microestructuras: laminar o equiaxial.

Cuando se eleva la temperatura por encima del β transus la estructura del material es laminar. Si el enfriamiento es lo bastante rápido, unas placas de fase α crecen en el borde de los granos de fase β . Dependiendo de la velocidad del enfriamiento se obtendrán distintos tamaños. Un enfriamiento rápido provoca la formación de placas más finas. Una microestructura laminar proporciona un mejor comportamiento a la

fluencia, una mayor tenacidad y una mejor resistencia a la propagación de grietas (37, 38).

Cuando se eleva la temperatura de la aleación al dominio de la fase $\alpha+\beta$ y se enfría se obtiene una microestructura equiaxial. Esta microestructura está constituida de granos de α primarios equiaxiales en una matriz de β transformado. Una microestructura equiaxial proporciona una mayor ductilidad, mejor resistencia a la iniciación de grietas para la fatiga y es más deformable (37, 38).

Con la presencia de las dos fases se puede obtener un buen comportamiento de ductilidad y resistencia en la aleación de titanio.

Si generalizamos, las aleaciones α conservan sus propiedades de resistencia mecánica y a la fluencia a temperaturas altas. Las aleaciones casi α , se utilizan por su destacada resistencia a la fluencia y su estabilidad a temperaturas elevadas, puesto que contienen pequeñas cantidades de elementos estabilizadores de la fase β . La resistencia de las aleaciones de titanio α/β puede mejorarse sometiéndolas a un tratamiento de solubilización y de envejecimiento. Algunas aleaciones se usan también en estado de recocido, en el que tienen tendencia a la fractura frágil (36).

Las aleaciones β , aún cuando su contenido de dicha fase es mayoritario, no son realmente monofásicas. En ellas, la transformación en fase α es muy lenta y casi se puede afirmar que, a temperatura ambiente, son totalmente β . Pueden envejecerse durante periodos prolongados y sometiéndolas a tratamiento térmico a bajas temperaturas aumenta su resistencia a la tracción. El mecanismo de endurecimiento está relacionado con la precipitación de la fase α o de una mezcla de las fases α y β . En general, las aleaciones β se caracterizan por su excelente capacidad de deformación. Al someterlas a tratamiento térmico, muestran

una elevada relación resistencia a la tracción/peso, pero su ductilidad baja y la fractura que presentan es de carácter tenaz. Sus características, en lo que se refiere al endurecimiento por deformación, son buenas, por lo que se utilizan en la fabricación de muelles y resortes (36).

Recientemente, se han investigado ciertas aleaciones binarias de titanio para su uso en la fabricación de implantes dentales, como el Ti-Nb, Ti-Hf o Ti-Ta y entre ellos cabe destacar el Ti-15Zr (Roxolid, Straumann, Basilea, Suiza) disponible para su uso clínico en los últimos años (39). El Roxolid es una aleación basada en una formulación binaria de 83-87% de Ti y 13-17% de Zr en su forma metálica, no en forma de dióxido de Zr (40).

Dentro de las ventajas de las aleaciones binarias en general y del Ti-15Zr en particular, cuando se les compara con el Ti-6Al-4V, pudiera considerarse la biocompatibilidad. Algunos autores sostienen que los productos de corrosión del Ti-6Al-4V, especialmente el vanadio, pueden producir efectos citotóxicos, citoestáticos y daño cromosómico (41). Sin embargo, un estudio clínico reciente no ha conseguido encontrar señales de citotoxicidad asociadas al vanadio, en las células epiteliales alrededor de los implantes (42).

No obstante, la característica principal que define al Ti-15Zr han sido sus propiedades mecánicas mejoradas, respecto al Ti-6Al-4V. Su límite elástico es de 953Mpa, mientras que el del Ti-6Al-4V es de 680Mpa y el del comercialmente puro de 310Mpa. Por esta razón, los implantes de Ti-15Zr han tenido una indicación directa de uso para los implantes estrechos, que a su vez van dirigidos a la rehabilitación de zonas en las que la disponibilidad de hueso en anchura es escasa. Esto permitiría afrontar estas situaciones evitando la morbilidad asociada a la cirugía de regeneración ósea guiada (43) y previniendo complicaciones mecánicas como la fractura del implante.

Más allá de las complicaciones mecánicas, es preciso considerar que uno de los problemas biológicos más frecuentes y de mayor importancia alrededor de un implante es la pérdida ósea marginal crestal, que pone en compromiso su supervivencia y la de la prótesis que soporta. Se ha demostrado que esta pérdida ósea crestal puede estar influida por muchos factores, incluyendo infección de los tejidos peri-implantarios, desajustes entre el aditamento y el implante, trauma quirúrgico y finalmente factores biomecánicos relacionados con la carga oclusal ejercida durante la función masticatoria y la parafunción (44). Para este último factor biomecánico, se ha estudiado ampliamente la manera en la que influye la geometría del implante (tamaño y forma) y en menor medida como lo hacen sus propiedades elásticas. Sin embargo, en un sistema rígido como el de implante-prótesis abocado a la tensión/deformación durante la aplicación de carga, el comportamiento elástico del implante es clave en la magnitud y la distribución de carga transferida al hueso de soporte y en definitiva en la respuesta adaptativa o catabólica que en él se genere (45). En la literatura científica actual se pueden encontrar escasos trabajos cuyos objetivos sean demostrar si es preferible contar con una aleación de fabricación de un implante dental rígida o relativamente elástica o incluso de características hiperelásticas, desde el punto de vista biomecánico en relación con el hueso de soporte (46, 47, 48). Todos ellos son ensayos basados en modelos matemáticos, con resultados ocasionalmente contradictorios.

Desde este punto de vista y hasta la fecha, las características elásticas de la aleación binaria Ti-15Zr son desconocidas y su rendimiento biomecánico incierto.

Otro material que actualmente se está utilizando en la fabricación de implantes dentales es el circonio. El circonio (Zr) es un elemento químico de número atómico 40 situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos, cerca del Ti, razón por la cual sus propiedades son similares.

Es un metal duro, resistente a la corrosión, similar al acero. En estado puro no se encuentra en la naturaleza, pero se puede obtener a través de procesos físico-químicos complejos. La cerámica de zirconio se obtiene principalmente mediante una cloración reductiva a través del denominado proceso de Kroll: primero se reduce con cloruro, para después reducirlo con magnesio. A temperatura ambiente presenta una configuración molecular del tipo monoclinico. Esta configuración es extremadamente frágil, de manera que para mejorar las propiedades de la zirconia (ZrO_2) se le añaden otros elementos para estabilizar la estructura, como por ejemplo el Yttrio (Y). El Y-TZP es el policristal tetragonal de zirconio estabilizado con Yttrio. La cerámica de Y-TZP es a lo que en odontología hacemos referencia cuando hablamos de circonio (49).

El Y-TZP podría solucionar los problemas estéticos que plantean los implantes metálicos, ya que su color es de un blanco intenso y, al ser un cerámico, no sufre corrosión. Además cuenta con propiedades mecánicas interesantes como lo son su dureza, su módulo elástico y su bajo coeficiente de fricción. Estas propiedades hacen de este un material atractivo, ya que tiene una tenacidad algo más alta que la mayoría de materiales cerámicos. Otras propiedades interesantes son su gran estabilidad química, la resistencia a altas temperaturas, su resistencia a la abrasión y su biocompatibilidad. Es por ello que, en la actualidad, se han empezado a comercializar implantes dentales de circona estabilizada con itria (Y-TZP), aunque todavía no se puede conocer con seguridad como será su respuesta a largo plazo. Se han publicado algunos estudios (50, 51, 52) sobre la osteointegración de los implantes de este material, pero hay muy poca bibliografía sobre el comportamiento mecánico de implantes dentales fabricados con este material (53). Es preciso tener en cuenta que las características elásticas de los implantes cerámicos de Y-TZP son las que más se distancian de las propias del hueso periimplantario.

Por ese motivo, en la actualidad, hay una tendencia al desarrollo de

nuevas aleaciones con propiedades elásticas más similares al hueso prístino, con un mayor biomimetismo y biocompatibilidad, entre las que destacan aleaciones hiperelásticas (Ti-Nb-Zr) que aparte del titanio y el zirconio añaden metales como el niobio. El niobio (Nb) es un elemento químico de número atómico 41 situado en el grupo 5 de la tabla periódica de los elementos. Es un metal de transición dúctil, gris, blando y poco abundante. Se encuentra en el mineral niobita, también llamado columbita, y se utiliza en aleaciones, especialmente en aceros, confiriéndoles una alta resistencia (54). Cuando el Nb forma aleación con el Ti y el Zr, se genera un metal con un módulo de Young de 71GPa, que se acerca más al del hueso de soporte (55, 56). Además, el límite elástico que está publicado para estas aleaciones es de 687.03MPa, muy próximo al de Ti-6Al-4V convencional, que es de 680MPa (57).

En este sentido, existen varios estudios que demuestran el buen comportamiento biomecánico y la biocompatibilidad de la aleación Ti-Nb-Zr en biomedicina, con nuevos tratamientos térmicos de la aleación y de la superficie e incluso con la adición de nuevos metales como el tántalo (58, 59, 60). Aún así, actualmente no existe evidencia suficiente que avale su utilización como material de fabricación de implantes dentales.

3.2.3. Opciones rehabilitadoras del paciente edéntulo parcial o total

Existen varias opciones de rehabilitación ante una desdentación parcial o total. Las opciones protéticas rehabilitadoras son básicamente tres en el paciente parcialmente edéntulo: Prótesis Parcial Removible (PPR), Prótesis Parcial Fija Dentosoportada (PPFDS) y Prótesis Parcial Fija Implantosoportada (PPFIS). De la misma manera son tres para el paciente edéntulo: Prótesis Total Removible (PTR), Prótesis Total Removible Implantorretenida (Sobredentadura) y Prótesis Total Fija Implantosoportada (PTFIS).

Las prótesis removibles por definición son aquellas que pueden ser retiradas y colocadas por parte del paciente sin necesidad de asistencia por parte del odontólogo.

Una PPR rehabilita los tramos edéntulos que presente el paciente. Dependiendo del diseño y material de fabricación de la prótesis podemos encontrar dos tipos de PPR; de resina acrílica con retenedores a los dientes mesial y/o distal al tramo edéntulo, o de tipo esquelético con conector mayor de aleación metálica y acrílico. Éste último tipo requiere un diseño más detallado y presenta ciertas ventajas frente a la PPR de acrílico, como poseer mayor retención, soporte y estabilidad; por el contrario presenta la desventaja de tener un mayor coste económico (61).

Una PTR rehabilita al paciente edéntulo total; normalmente el material de fabricación es la resina acrílica aunque podemos encontrarlas reforzadas con mallas internas de aleación metálica. Las PTR tienen el inconveniente de que, al no presentar el paciente ningún diente, perdemos la posibilidad de añadir a la prótesis algún tipo de retenedor sobre estos pilares y aumentar así la retención, soporte y estabilidad de la prótesis (61).

Por este motivo existe otra opción de rehabilitación del paciente edéntulo total mediante prótesis removable implantorretenida o sobredentadura. En este caso gracias a la inserción de implantes dentales es posible la retención de la prótesis total removable con ataches axiales o mediante una barra metálica, que feruliza los implantes (62, 63).

La prótesis fija como definición es aquella que no puede ser retirada y colocada por parte del paciente y es necesaria la intervención del odontólogo para su inserción y retirada.

Una PPFDS utiliza los dientes que mantiene el paciente parcialmente edéntulo como pilares de fijación de la prótesis mediante el tallado de

estos dientes pilares y la utilización de un medio cementante como método de retención de la prótesis (64).

Una PPFIS utiliza implantes dentales como soporte de la prótesis parcial para rehabilitar los tramos edéntulos sin necesidad de utilizar los dientes del paciente.

Una PTFIS utiliza implantes dentales como soporte y retención de una prótesis fija para rehabilitar al paciente edéntulo. Esta, a diferencia de la sobredentadura, no puede ser retirada y colocada por parte del paciente (44).

En cualquier caso, ante una desdentación parcial o total la opción más eficiente de tratamiento, en términos de retención, soporte y estabilidad de la prótesis y confort del paciente, es una prótesis fija dento o implantosoportada y de preferencia implantosoportada si nos basamos en las tasas de éxito y supervivencia del meta-análisis de Pjetursson et al. (65) comparando PPFDS, PPFIS y PPFDIS y otros estudios comparando las tasas de éxito en rehabilitaciones implantosoportadas versus dentoimplantosoportadas (66).

Aún así el tratamiento del edentulismo mediante la utilización de implantes dentales no está exento de complicaciones tanto técnicas como biológicas, y por tanto existen unos determinantes de éxito del tratamiento.

En ese sentido, Zarb y Albrektsson (67) consideran los siguientes criterios de evaluación y determinantes del éxito de un implante:

Criterios de evaluación del éxito de los implantes dentales:

- En el momento en que se evalúe el implante, este ha sido sometido a carga funcional
- Todos los implantes sujetos a investigación deben de tenerse en cuenta.

- Hasta que un método para establecer la movilidad del implante se establezca como estándar, el que se emplee será específicamente descrito en términos operativos.
- Las radiografías para medir la pérdida de hueso serán periapicales estándar, con puntos de referencia y angulaciones específicos.

Determinantes del éxito de un implante:

- El soporte resultante que brinda el implante es adecuado para la colocación de una prótesis funcional y estética, que es satisfactoria para ambos, paciente y dentista.
- Hay ausencia de dolor, discomfort, sensaciones alteradas o infección atribuible a los implantes.
- Los implantes individualmente, no ferulizados, sometidos a estudio son inmóviles cuando se comprueban clínicamente.
- La pérdida vertical de hueso, después del primer año de función, es inferior a los 0.2mm anuales.

El tercer consenso de la Asociación Europea de Osteointegración en 2012 (68) evaluó cuatro revisiones sistemáticas acerca de las complicaciones mecánicas, biológicas y estéticas de las rehabilitaciones, tanto unitarias como múltiples, con implantes dentales (69, 70, 71, 72).

Para las coronas sobre implantes unitarios se obtuvo una tasa de supervivencia del implante del 97.7% a los 5 años y del 94.9% a los 10 años y una tasa de supervivencia de la corona protésica de 96.3% a los 5 años y del 89.8% a los 10 años. Aún así se observaron unas tasas de complicaciones mecánicas del 8.8%, biológicas del 7.1% y estéticas del 7.1%. Basándose en estos datos se postularon las siguientes recomendaciones:

- Las coronas unitarias implantoportadas están consideradas como una modalidad de tratamiento segura y efectiva dadas sus tasas de supervivencia tras 5 y 10 años.
- Las complicaciones mecánicas son frecuentes, de manera más notable el aflojamiento del tornillo y del pilar.
- Se ha de tener en consideración la presencia de complicaciones estéticas y biológicas, aún siendo menos frecuentes que las técnicas.
- Los pacientes sometidos a esta rehabilitación han de presentar condiciones saludables orales y sistémicas y deben incluirse en un sistema de mantenimiento bien estructurado tras el tratamiento.

Para las rehabilitaciones múltiples sobre implantes se obtuvo una tasa de supervivencia de los implantes del 95.7% a los 5 años y del 92.8% a los 10 años y una tasa de supervivencia de la rehabilitación protésica del 93.6% a los 5 años y del 86.7% a los 10 años. Aún obteniendo altas tasas de supervivencia, las complicaciones biológicas y técnicas fueron frecuentes, tales como fracturas de la cerámica, complicaciones en tejidos duros y blandos, aflojamiento del pilar o del tornillo, pérdida del orificio de acceso a la restauración y la pérdida de retención. Sólo el 66.4% de los pacientes estuvieron exentos de cualquier tipo de complicación. Basándose en estos datos se postularon las siguientes recomendaciones:

- Las prótesis múltiples implantoportadas se han de usar cuando exista una indicación apropiada para ello.
- Las prótesis múltiples implantoportadas están consideradas como un método de tratamiento seguro y predecible con altas tasas de supervivencia a los 5 y 10 años.
- Los dentistas deben de hacer un gran esfuerzo en escoger

materiales y componentes de confianza y seguros en prótesis implantosoportadas.

- Las complicaciones mecánicas y técnicas son frecuentes y es esencial realizar un correcto diseño de la prótesis para mantener la estabilidad de la rehabilitación a largo plazo.
- Los pacientes sometidos a esta rehabilitación han de presentar condiciones saludables orales y sistémicas y deben incluirse en un sistema de mantenimiento bien estructurado tras el tratamiento.

3.3. Biomecánica

El Diccionario de Odontología “Mosby” define la Biomecánica como la ciencia que estudia las fuerzas que actúan sobre las células del cuerpo, la relación entre el comportamiento biológico de las estructuras vivas y las influencias físicas a las cuales están sometidas y la física de los procesos vitales.

La biomecánica permite realizar predicciones sobre el comportamiento, resistencia, fatiga y otros aspectos de diferentes partes del cuerpo cuando están sometidos a unas condiciones determinadas. En este sentido las rehabilitaciones implantosoportadas están sometidas a condiciones de carga cuando sobre ella actúan las fuerzas o cargas oclusales, en función y para función, transmitiéndose sobre el sistema prótesis-implante-hueso periimplantario y produciendo una respuesta en el mismo.

3.3.1 Principios fundamentales de la mecánica

Para entender la biomecánica es necesario tener presentes los principios básicos de la mecánica. La mecánica es la rama de la física que estudia y analiza el movimiento y reposo de los cuerpos, y su evolución en el

tiempo, bajo la acción de fuerzas. La dinámica establece las relaciones existentes entre las fuerzas que actúan sobre un determinado cuerpo y el movimiento resultante. La estática estudia las condiciones que deben producirse para que un cuerpo o sistema estén en equilibrio (32).

La fuerza es una magnitud vectorial, es decir, que además de un módulo (o valor absoluto) tiene dirección y sentido. Podríamos definirla como una acción que tiende a producir un movimiento sobre un cuerpo, de manera que este cuerpo adquiere una aceleración proporcional a la magnitud de la fuerza aplicada. La unidad de medida de la fuerza será el Newton (N) y el módulo de su vector se calcula mediante la siguiente ecuación, aplicando la Segunda Ley de Newton: $Fuerza\ (N) = Masa\ (Kg) \times Aceleración\ (m/s^2)$ (30).

Por lo tanto, la aplicación de una fuerza sobre un cuerpo puede provocar que éste acelere proporcionalmente a la fuerza aplicada y como resultados de esto, el cuerpo se desplace, pudiendo afirmar que la fuerza (F) ha realizado un trabajo mecánico (W). El trabajo mecánico (W) es una magnitud escalar y se mide en julios (J). Se puede considerar entonces al trabajo como un método de transferencia de energía a un sistema, al aplicarle una fuerza y causar un desplazamiento del punto de aplicación de la fuerza (30, 73).

En este sentido las fuerzas que actúan sobre una estructura se denominan cargas y se pueden clasificar en estáticas o dinámicas dependiendo de si cambian en función del tiempo o permanecen constantes (73). Una carga estática se aplica con lentitud, para evitar efectos vibratorios o dinámicos en la estructura. La carga aumenta de forma gradual desde cero hasta su valor máximo y después se mantiene constante, sin ser retirada ni repetida un número excesivo de veces y por tanto carece de efectos dinámicos o inerciales debido al movimiento (74). Una carga dinámica hace referencia a una aplicación repentina de la carga, donde el tiempo es prácticamente

ceros y es por definición aquella que se aplica cuando se produce un movimiento o efecto de inercia (75). Una carga dinámica puede tener muchas formas; las cargas de impacto se aplican y retiran de manera repentina y las cargas fluctuantes se mantienen más tiempo y su intensidad varía continuamente.

Existen tres tipos de fuerzas o tensiones simples, tracción, compresión y cizallamiento. Por otro lado, cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo, se produce una tensión/estrés dentro del mismo igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa y es representada por la fórmula $\sigma = F/S$. Por lo tanto una fuerza de tracción provoca una tensión de tracción, la fuerza de compresión tensión de compresión y la fuerza de cizallamiento o flexión tensión de cizallamiento (76).

La fuerza de tracción es aquella provocada por una carga que tiende a estirar un cuerpo y por tanto siempre tiene como resultado una deformación por tracción.

La fuerza de compresión es aquella provocada por una carga que tiende a acortar o comprimir un cuerpo y que va acompañada por una deformación por compresión.

La fuerza de cizallamiento es aquella que resiste el desplazamiento de un cuerpo sobre otro.

El carácter de la distribución de la fuerza entre los componentes que constituyen un sistema depende de la relativa rigidez/elasticidad de cada componente (77). Como ya hemos comentado, una fuerza aplicada sobre un cuerpo puede tener como resultado su desplazamiento o deformación. Asociado a la fuerza y la deformación está la elasticidad que es el estudio de las relaciones existentes entre las tensiones aplicadas y las deformaciones que éstas ocasionan. En este sentido un cuerpo puede comportarse de manera elástica cuando la deformación que sufre ante la

aplicación de tensión es elástica, es decir, si al retirar las fuerzas aplicadas recupera su forma y dimensión. Por el contrario un cuerpo puede sufrir una deformación plástica si ésta es permanente y no se recupera tras retirar la fuerza que la ha provocado (30).

Para entender la relación entre la elasticidad de un cuerpo, la fuerza aplicada y la deformación que se produce sobre el cuerpo, pongamos como ejemplo una barra sujeta por un extremo.

Si aplicamos al otro extremo libre de la barra una fuerza (F) de tracción, al ir aumentando el valor de F la barra crecerá en longitud (l), siendo l_0 la longitud inicial de la barra. En este sentido la barra se ha deformado, podemos definir la deformación unitaria (ϵ) como el cociente entre el alargamiento absoluto de la barra ($l - l_0$) y su longitud inicial l_0 . Obteniendo la siguiente fórmula $\epsilon = (l - l_0) / l_0$

La fuerza (F) aplicada sobre la barra genera un esfuerzo o tensión (σ) y le genera una deformación unitaria (ϵ). Al aumentar la fuerza se describe una curva expresada en la grafica de la FIGURA 3.

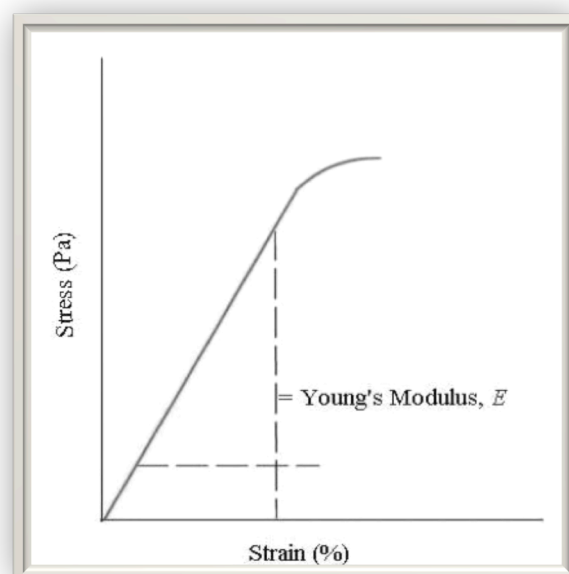


FIGURA 3. Curva tensión/deformación

Conforme aumentamos la fuerza (F) aumentamos el esfuerzo sobre el cuerpo generando una deformación que en principio será elástica hasta sobrepasar el límite elástico de la barra, si en este momento retiramos la fuerza la barra volvería a su longitud inicial. Si continuamos aplicando fuerza seguiría aumentando el esfuerzo superando el límite elástico de la barra obtendríamos ya una deformación plástica, si en este momento retiramos la fuerza la barra no volvería a su estado inicial y se producirá una deformación permanente. Si continuamos con el aumento de la fuerza incrementando aún más el esfuerzo llegará un momento en el que la barra se romperá al sobrepasar su límite de fractura (32).

Ambos, esfuerzo o tensión (σ) y deformación (ϵ) se relacionan entre sí mediante la llamada Ley de Hooke, donde $\sigma = E \cdot \epsilon$ y E es el módulo de elasticidad o módulo de Young del cuerpo al que se le aplica la fuerza. Esta constante es característica de cada cuerpo y cuanto mayor sea su valor menor será la deformación del cuerpo para una tensión determinada.

Luego se deduce que la mayor o menor deformación que puede experimentar bajo una tensión/estrés determinada depende de su rigidez/módulo de elasticidad, de tal forma que aquellos menos rígidos o menos resistentes sufrirán mayor deformación y al revés. Así, un módulo de Young alto significa material rígido, poco deformable, necesitándose mucho estrés (tensión) para deformarlo.

En el supuesto de la barra explicado con anterioridad, al producirse el alargamiento se produce también un estrechamiento o disminución de la sección transversal. Se ha comprobado que la disminución de la sección transversal es proporcional al alargamiento del cuerpo ante la aplicación de fuerza. Esta disminución de la sección transversal característica de cada cuerpo se conoce con el nombre de coeficiente de Poisson (ν) (30).

Finalmente podemos definir energía de deformación (U) o trabajo interno,

a diferencia del trabajo externo efectuada por la carga sobre el cuerpo, como la energía absorbida por el cuerpo durante el proceso de carga. Según el principio universal de conservación de la energía, esta energía de deformación es igual al trabajo efectuado por la carga, siempre que no se agregue o quite energía en forma de calor (73).

3.3.2 Cargas oclusales

Trasladando estos principios mecánicos al sistema estomatognático la carga oclusal que se aplica a un diente, restauración o implante podría describirse como un vector con dos componentes, uno axial paralelo al eje mayor del diente o implante, y otro horizontal u oblicuo respecto al eje mayor del implante o diente.

Las fuerzas de compresión son bien toleradas por el sistema debido a su componente principalmente axial. Las fuerzas de tracción son mal soportadas tanto por el implante como por el hueso periimplantario, pero menos que las fuerzas de cizalla, cuyo componente horizontal producen momentos de rotación que transfieren tensión importante al sistema (78).

Ante cualquier fuerza o carga sobre el sistema prótesis-implante-hueso el resultado será una determinada cantidad de tensión/deformación. La capacidad lesiva de una fuerza o carga oclusal viene determinada por el momento de rotación o torque que se produzca, el cual es igual a la fuerza/carga multiplicada por la distancia en perpendicular desde la dirección de la fuerza hasta el centro de rotación del implante. Este momento de rotación aumentará cuando (79, 80, 81):

- cuanto mayor sea la distancia desde el punto de aplicación de la carga hasta el centro de rotación.
- cuanto mayor sea la magnitud de la carga aplicada.
- cuando aumente el ángulo formado por la dirección de la fuerza con

el eje longitudinal del implante.

- cuanto más se aleje de 90° el ángulo formado por la fuerza y la superficie de aplicación.
- cuando aumente en horizontal el punto de aplicación de la fuerza y el centro del implante.

3.3.2.1 *Magnitud*

La magnitud de la fuerza es un factor primordial en la transferencia de tensión al sistema y por tanto es necesario tener en cuenta este aspecto y los factores que pueden incrementar o disminuir esta magnitud. Dentro de las fuerzas oclusales encontramos tanto cargas estáticas como dinámicas.

Precisamente, alrededor de las coronas sobre implantes se pueden describir los dos tipos de fuerza en función del tiempo de aplicación. Por un lado la estática, que es la que se aplica sobre una estructura de forma continua durante un tiempo determinado. Un ejemplo sería la sobrecarga que genera un paciente bruxista cuando está apretando (82). Por otro lado, la carga dinámica hace referencia a una aplicación súbita de la fuerza, donde el tiempo no tiene prácticamente valor. Sería la carga que generamos durante la masticación, que se puede describir como sucesivas fuerzas de impacto (82).

En investigación es habitual emplear, debido a su alta repetibilidad (83), la fuerza máxima de oclusión (FMO) que es el esfuerzo máximo de apretamiento ejercido entre los dientes de una arcada respecto a la antagonista. La FMO está influida por las características musculares, la morfología craneofacial, el periodonto, estado de los dientes, el sexo y factores psicológicos. Esta FMO es una carga estática, al contrario que las cargas oclusales de la masticación y es utilizada para evaluar los momentos más lesivos que el sistema pueda soportar.

Algunos estudios han cuantificado la FMO con una media en varones de 545,7N y de 383,6N en mujeres, con máximos de 888N y 576N respectivamente (84). Sin embargo, un estudio clínico observacional más reciente de Watanabe (85) ha recogido en una muestra de pacientes dentados adultos sanos una media mucho mayor, de hasta 1024N. En cualquier caso es previsible que la fuerza aplicada durante la masticación tenga valores considerablemente menores que la FMO.

Por otro lado, parece demostrado que en una oclusión normal se produce una distribución simétrica bilateral de las cargas oclusales y unas fuerzas de mordida mayores en dientes posteriores que en anteriores, fundamentalmente debido a que el sistema funciona como una palanca de clase III, en la que el fulcro está en las articulaciones temporomandibulares (ATM), la potencia en los músculos masticatorios y la resistencia en los dientes. Los resultados del mismo trabajo de Watanabe del 2005 (85) avalan esta distribución y encontraron que el segundo molar soporta una media del 25% del total de la fuerza aplicada a la totalidad de la arcada y el primer molar un 15%. Van Eijden en 1991 (86), sometió a estudio el efecto de la orientación tridimensional de la fuerza oclusal en la magnitud de la máxima fuerza de mordida en tres zonas diferentes de la dentición natural: canino, segundo premolar y segundo molar. Los resultados mostraron de nuevo que para cada dirección, la fuerza producida registrada fue mayor en las zonas posteriores que en la zona canina.

Esta distribución de carga explica las diferencias que se encuentran entre la morfología y anatomía de los dientes anteriores y los posteriores. Los molares tienen raíces por un lado anchas y ese aumento de superficie les permite ser muy eficaces en la disipación de tensión y por otro lado cortas, lo cual no supone un problema puesto que el componente principal de la fuerza de compresión que reciben es fundamentalmente vertical. Al contrario los dientes anteriores poseen raíces relativamente estrechas y

largas ya que están sometidos a una menor magnitud de tensión pero de dirección más desfavorable con componente horizontal en movimientos excursivos (4).

Lo fundamental es reconocer que numerosos estudios han realizado mediciones de la magnitud de las fuerzas masticatorias en pacientes con prótesis implantosoportadas obteniendo datos similares e incluso mayores que en la dentición normal, sobre todo en pacientes totalmente edéntulos con rehabilitaciones completas implantosoportadas (87, 88). Ciertos estudios han considerado que las fuerzas sobre este tipo de restauración son hasta 3 veces superiores a las que se producen con dentición natural (89). Algunos autores explican este hecho en la ausencia de mecanorecepción fina en los pacientes portadores de implantes, en los cuales la ausencia de ligamento periodontal y sus mecanorreceptores debe de ser sustituida por una oseopercepción en la que otros receptores se encargan de la recogida de la información aferente (hueso, ATM, músculos, etc....) y debe de producirse un fenómeno de adaptación del sistema nervioso central para modular la respuesta, basado en un fenómeno de neuroplasticidad (90, 91, 92). Por este motivo los pacientes rehabilitados con prótesis sobre implantes, tienen problemas para producir fuerzas de agarre oclusal de baja magnitud y tienen una deficiente adaptación a la dureza del alimento, masticando con la misma fuerza uno blando que uno duro (93, 94).

Otros autores han encontrado fuerzas de masticación inferiores en implantes, cuando se les compara con pacientes dentados. Mericske-Stern en 1995 (95), en pacientes parcialmente edéntulos observó a nivel del segundo premolar una fuerza de 450N en pacientes dentados y de 300N para pacientes con implantes, y a nivel del primer premolar de 300N y 200N respectivamente. A su vez, Carlsson y Haraldson (96) cuantificaron, en pacientes con edentulismo total rehabilitados con prótesis sobre implantes, una mordida suave de 15,7N, 50,1N en masticación y de

144,4N para la FMO.

En definitiva, cabe esperar que cuando se rehabilita a un paciente mediante una restauración completa implantosoportada aumente notablemente la fuerza de masticación del paciente equiparándose a la de la dentición natural, al contrario de lo que ocurre en pacientes portadores de prótesis completas removibles, que poseen 5-6 veces menos fuerza masticatoria que aquellos portadores de prótesis parciales removibles. En conclusión parece que existe una relación entre la FMO y la cantidad de apoyo dentario o implantario y que los dientes naturales e implantes transmiten mayores fuerzas de impacto a través de los contactos oclusales que las prótesis mucosoportadas (89, 97).

3.3.2.2 Dirección

La distribución de la tensión en el sistema prótesis-implante-hueso depende, no solo de la magnitud de la carga sino también de la dirección de las fuerzas oclusales, como factor de aumento del momento de rotación ya comentado

Numerosos autores defienden que la masticación produce principalmente fuerzas verticales sobre los dientes, aunque también son creadas fuerzas transversales debidas al movimiento horizontal de la mandíbula y la propia anatomía de los dientes y de las restauraciones de los implantes (98).

Sabemos que existen tres ejes dominantes de carga en implantología oral: mesiodistal, vestibulolingual y oclusoapical. El contacto oclusal puede comúnmente resultar en una fuerza oclusal tridimensional, que puede a su vez ser descrita en términos de sus componentes de la fuerza total, los cuales se dirigen a lo largo de los tres ejes del espacio (4). Los movimientos masticatorios distribuidos en estos ejes tridimensionales son impredecibles dependiendo principalmente de la anatomía de los dientes remanentes o de las restauraciones y sus antagonistas y de las

orientaciones de los músculos masticatorios: masetero, pterigoideo interno, temporal posterior y temporal anterior. Esta variedad hace que el sistema produzca fuerzas en diferentes direcciones (4).

Estas direcciones de las cargas oclusales, y los patrones musculares que las determinan, parecen estar alterados en pacientes que portan prótesis. Es la dinámica mandibular, guiada por los músculos masticatorios, la que se ve alterada y por consiguiente también la dirección de las cargas que se transmiten al sistema prótesis-implante hueso, cuando no ocurría lo propio en términos de magnitud, como ya se ha apuntado. En este sentido, un estudio electromiográfico demostró que las prótesis implantosoportadas eran funcionalmente semejantes a la dentición natural aunque con una menor coordinación neuromuscular y un aumento de la actividad de los músculos temporales, atribuido a la ausencia de ligamento periodontal y sus mecanorreceptores (99). El estudio clínico de Svensson y Trulsson de 2009 (100) demostró que los pacientes portadores de prótesis sobre implantes presentaban una actividad electromiográfica de la musculatura masticatoria semejante al de un grupo de pacientes dentados anestesiados y en definitiva ambos grupos con diferencias importantes al de un grupo control dentado normal.

Existen más estudios que demuestran las diferencias de las direcciones de las cargas en pacientes portadores de prótesis, como el de Freine y Lund en 2006 (101) que concluía que los pacientes que portaban prótesis fijas implantosoportadas parciales o de arcada completa realizaban movimientos muy diferentes en las pruebas de dinámica mandibular, cuando se les comparaba con pacientes con dentición natural. Atribuían estos resultados a que los portadores de prótesis se ven obligados a realizar unas mayores contracciones de los músculos masticatorios para realizar una dinámica mandibular funcional.

Por lo tanto, las restauraciones implantosoportadas van a sufrir cargas

verticales y transversales que serán transferidas desde la prótesis a los implantes y de éstos al hueso. Durante este flujo de carga, una determinada fuerza oclusal puede producir patrones de tensión y estrés completamente diferentes, en relación con la configuración geométrica de la restauración en cuestión.

La dirección de la carga oclusal puede dar lugar a diferencias significativas en la magnitud de las fuerzas ejercidas sobre un implante. Hemos comentado que las fuerzas sobre el mismo pueden ser de tracción, compresión o de cizallamiento, pues bien, el hueso es más fuerte frente a las fuerzas de compresión, un 30% más débil frente a las cargas de tracción y un 65% aún más débil ante las cargas de cizalla (102). Kakudo y Amano en 1972 (103) realizaron un análisis de las tensiones y pusieron de manifiesto que la mayor parte de las tensiones se producen en la mitad coronal de la interfase implante-hueso. En este sentido sabemos que tanto los implantes como el hueso periimplantario soportan mejor las fuerzas de compresión que se producen en mayor porcentaje en cargas axiales. Aún así, estas tensiones aumentan en más de diez veces con fuerzas de tracción y de forma más drástica conforme nos alejamos de una carga axial mediante la angulación de la fuerza, produciendo entonces componentes de cizalla mal soportados por el sistema. Además, estas cargas anguladas aumentan la incidencia de complicaciones técnicas de la prótesis, como el aflojamiento del tornillo de los componentes protésicos, junto con el descementado de las restauraciones y la fractura de la porcelana. Por todo ello, la dirección de las fuerzas puede ser uno de los factores más cruciales a evaluar durante la planificación del tratamiento con implantes (44).

La dirección de las cargas oclusales toma gran importancia dependiendo de la localización de la restauración. En este sentido, los dientes o implantes del sector anterosuperior rara vez se colocan de manera axial a la dirección de la fuerza oclusal. De media la carga oclusal sobre dientes

naturales se encuentra a 12° en relación con la raíz. En el caso de los implantes debemos añadir que normalmente son colocados en tramos edéntulos donde existe cierta reabsorción ósea tanto vertical como horizontal que obliga a una angulación del implante en su colocación para conseguir un recubrimiento óseo tridimensional del mismo, lo que hace que esta angulación de la carga con respecto al eje axial del implante sea aún mayor. La zona premolar inferior parece ser la zona donde los implantes se colocan de forma más favorable para recibir cargas axiales. Si las cargas oclusales no son axiales o se alejan mucho del cuerpo del implante, se debe valorar la posibilidad de colocar más implantes o más anchos o realizar modificaciones protésicas para reducir las tensiones al sistema (44).

3.3.2.3 *Duración*

Hemos comentado la importancia de la magnitud y dirección de las cargas oclusales en la transferencia de tensión al sistema prótesis-implante-hueso. La duración de las cargas tiene también un papel fundamental en esta transferencia de tensión. Según su aplicación en función del tiempo, las cargas pueden considerarse estáticas y dinámicas y el complejo prótesis-implante-hueso se ve sujeto a ambos tipos. Una carga estática inherente a todo sistema atornillado es la precarga, generada por el apretamiento de los tornillos de retención propios del implante y que tiende a mantener todos los componentes unidos entre sí (corona, pilar intermedio e implante) (98). También el sistema se puede ver afectado por otras cargas estáticas como por ejemplo cuando ocurre falta de ajuste pasivo entre el implante y la prótesis (104) o cuando hay exceso de presión entre los puntos de contacto de la corona sobre el implante y las coronas o dientes proximales.

Funcionalmente durante la masticación las cargas que soporta el sistema suelen ser dinámicas, caracterizadas por sucesivos impactos. La rigidez

del sistema controla, en su mayor parte, la respuesta a estos impactos, aún así a mayor magnitud de la carga de impacto existe un mayor riesgo de fracaso de la prótesis, del implante y de fractura del propio hueso (44).

Aunque las cargas oclusales tienden por naturaleza a ser dinámicas, en ocasiones el sistema se ve sujeto a fuerzas parafuncionales, de naturaleza estática, como las características de un bruxismo céntrico, que pueden ser más difíciles de identificar. Se considera que estas cargas estáticas, cuando se aplican sobre una rehabilitación implantosoportada, incrementan la actividad de modelado óseo periimplantario (104, 105).

Es preciso considerar que la frecuencia de aplicación de la carga se ha visto relacionada con el tipo de respuesta anabólica ósea. La carga dinámica aplicada mediante oscilación cíclica presenta mejores resultados anabólicos que la carga estática aplicada a la misma magnitud y duración (106, 107). Estudios experimentales han demostrado que el índice de carga (la frecuencia) es más importante que la amplitud de carga (la cantidad) para inducir la formación de hueso. De hecho, se ha visto que una carga de baja amplitud ($<10 \mu\epsilon$) a alta frecuencia (10-100 Hz) es capaz de estimular crecimiento óseo e inhibir la osteoporosis por desuso (108).

En cuanto al tiempo real en el que se aplican las fuerzas masticatorias sobre los dientes o prótesis, Graf (109) considera que no supone más de 9 minutos al día mientras que otros autores consideran una duración mayor de entre 20-30 minutos (110). Si a esto se suma la fuerza que proviene de la musculatura perioral y de la lengua durante los movimientos de deglución, unos 480 diarios, el total de las fuerzas naturales que inciden sobre los dientes no superan los 30 minutos para todas las fuerzas de masticación y deglución.

3.3.2.4 Factores de aumento de fuerzas oclusales

Las características y condiciones individuales de cada paciente determinan las condiciones de fuerza en cuanto a magnitud, duración y dirección. A estas condiciones se pueden añadir una serie de factores primarios específicos que pueden aumentar el efecto de estas fuerzas y que afectan por tanto al entorno de tensión del implante y prótesis.

Los hábitos parafuncionales se han considerado como una de las causas más frecuentes del fracaso, tanto precoz como tardío, de los implantes después de una exitosa estabilidad quirúrgica. Dentro de los hábitos parafuncionales cabe destacar el bruxismo, tanto diurno como nocturno, puesto que supone un incremento de la magnitud de la fuerza, del tiempo de aplicación de la misma y ocasionalmente de una dirección de aplicación más desfavorable, como ocurre en el bruxismo excéntrico (111). Efectivamente, en el bruxismo las fuerzas oclusales son más intensas, duran más tiempo, tienden a ser más oblicuas que axiales, predominando las fuerzas de cizalla y de compresión (102). Existen dos formas de bruxismo, apretamiento y rechinar, el apretamiento se caracteriza por fuerzas más verticales mientras que en el rechinar son más comunes las fuerzas horizontales, las más perjudiciales para el sistema. Existen otros hábitos parafuncionales menos comunes que el bruxismo como el empuje lingual característico de algunos pacientes al tragar. Este hábito ejerce una fuerza de naturaleza horizontal en las zonas de los dientes anteriores y puede aumentar la tensión transferida en una rehabilitación con implantes (112).

Otro factor es la naturaleza de la arcada antagonista ya que se observan distintas magnitudes de fuerza dependiendo de si la rehabilitación va a ocluir contra otra rehabilitación implantosoportada o contra dientes naturales. Parece ser que la opción más adecuada es una arcada antagonista rehabilitada mediante prótesis completa o parcial removible ya

que las fuerzas de masticación que estas son capaces de provocar son de menor magnitud. La situación menos adecuada como arcada antagonista parece ser otra rehabilitación implantoportada, ya que parece demostrado que tiene un menor control de la magnitud de fuerza aplicada.

Un factor controvertido es el ratio implante-prótesis: un espacio protésico grande conlleva el uso de restauraciones protésicas altas y por principios biomecánicos se crea un voladizo vertical aumentando la magnitud de la fuerza aplicada y de las cargas horizontales (111). Aún así actualmente el ratio prótesis-implante no se considera un factor de riesgo de pérdida ósea periimplantaria ya que existen meta-análisis de estudios clínicos que lo demuestran (113). Este hecho probablemente se explique porque, como demuestran la mayor parte de los estudios de elementos finitos (114, 115, 116), la transferencia de tensión entre el implante y el hueso se produce de manera fundamental en la cresta ósea, alrededor de las primeras espiras del implante; luego esto implica que emplear un implante de longitud mayor, tendría poca repercusión en el control de la tensión/deformación transferida al hueso.

La posición del implante y la restauración en la arcada es un factor a tener en cuenta porque como ya se ha comentado, la mandíbula se comporta como una palanca de clase III con fulcro en la articulación temporomandibular, potencia en los músculos masticatorios y resistencia en los dientes; esto determina que las fuerzas aplicadas serán de menor magnitud en el sector anterior y mayores en los sectores posteriores, al estar estos más cercanos al fulcro. También la dirección de la carga, además de la magnitud, se ve modificada en cada sector de la arcada; mientras en el sector posterior existe un componente más axial, en el sector anterior las fuerzas tienen un mayor componente horizontal, sobre todo en movimientos excéntricos de protusión y lateralidades (117).

Por último existen factores o características individuales a cada individuo

como la edad, talla, sexo, constitución e incluso las dimensiones cefálicas. Los pacientes varones, braquicéfalos y de complexión atlética tienden a realizar mayor fuerza masticatoria y por otro lado, se comprueba una disminución de la fuerza oclusal en pacientes de edad avanzada (117).

3.4. Efectos de las cargas sobre el hueso

A finales del siglo XIX, Wolf postuló en su “Ley de la transformación del hueso” que todo hueso que estaba sometido a carga sufría una remodelación de su estructura interna y externa, proceso que denominó como adaptación ósea. Posteriormente, Rubin y Lanyon (118) determinaron que no sólo la cantidad de tensión producía estos cambios en el hueso, si no también el número de ciclos, los cambios en la distribución y el porcentaje de cambio de la tensión. Además se demostró que esta adaptación dependía de la localización anatómica del hueso en cuestión (119). Frost en 1983 determinó la mínima tensión efectiva para que el hueso comience a inducir esta adaptación (120).

Como ya se ha comentado, el hueso está sometido a tres tipos de carga, compresión, tracción y cizalla cuya acumulación puede conducir a su fractura, cuando sobrepasamos su límite de fatiga, debido a un nivel de tensión y deformación demasiado alto en comparación con su rigidez (121)

Una vez finalizado el crecimiento y madurez del hueso, sólo el modelado y el remodelado óseo son capaces de cambiar la calidad y distribución interna del hueso (27). No todos los huesos responden igual a las tensiones a las que son sometidos. Esta respuesta depende principalmente de la rigidez del hueso, que a su vez viene determinada por la cantidad de material calcificado y de su masa, forma, tamaño y distribución espacial (122).

El modelado óseo, en resumen, es un proceso de reabsorción y aposición ósea no acoplado, es decir, en distintas localizaciones del hueso, con actividad osteoclástica destructiva y osteoblástica de formación de hueso nuevo. Este proceso, permite que los distintos huesos conserven su forma durante el proceso de crecimiento, siendo su balance global positivo, de manera que es la forma característica de ganar masa ósea (28).

Por su parte el remodelado es un proceso acoplado, en el que se asocia a un frente de reabsorción ósea osteoclástica, uno de aposición osteoblástica, siendo su resultado de ganancia de masa neutro o negativo. Este mecanismo es útil ya que permite la homeostasis mineral, repara zonas dañadas y renueva tejido viejo por nuevo. Los daños por fatiga producidos por efecto de las cargas, también son reparados por este fenómeno de remodelado (27). Podríamos concluir que el remodelado óseo tiene dos funciones principales, el control del peso, suprimiendo zonas de hueso poco cargadas y en segundo lugar la reparación de daños por fatiga debidos a la acción de las cargas (123).

De esta manera dependiendo las cargas a las que esté sometido el hueso, éste es capaz de producir distintas modulaciones direccionales de su estructura para regular su rigidez y resistencia (124).

En esta función toma un papel fundamental el osteocito, el cual es capaz de responder a estímulos de carga activando osteoclastos u osteoblastos en función de ésta (29). El proceso comienza con el estímulo mecánico externo disipado a través del fluido canalicular, que se traducen en señales intracelulares dentro del osteocito, gracias a receptores de membrana como las integrinas o los receptores CD44. Es entonces cuando el osteocito manda señales externas mediante diferentes mediadores, como las prostaglandina E2, activando el proceso inflamatorio y la producción de otras prostaglandinas, incluso tiempo después de haberse eliminado la carga (125, 126).

La prostaglandina E2 (PGE2) es producida fundamentalmente por los

osteocitos y posteriormente producida de manera continua por la enzima ciclooxigenasa-2 (COX-2), debido a la activación del proceso inflamatorio tras la aplicación de carga sobre las células óseas. Esta PGE2 es capaz de inducir una respuesta catabólica estimulando la formación de osteoclastos con la producción de RANKL (Ligando del receptor activador del factor nuclear Kappa-b) y de CSF (factor estimulador de colonias) en los osteoblastos. Pero también es capaz de estimular o inhibir el crecimiento y la diferenciación de osteoblastos según su concentración (127, 128). El RANKL es considerado primordial para la diferenciación de osteoclastos, ya que se ha relacionado también con la producción de osteopontina dentro de estas células. Por su parte, el receptor RANKL en los preosteoclastos puede ser bloqueado por la presencia de osteoprotegerina, que a su vez puede ser liberada por los propios osteoblastos (129).

Por otro lado, el osteocito puede responder a un determinado umbral de carga mediante la liberación de óxido nítrico, produciendo una disminución de su apoptosis e inhibiendo la diferenciación osteoclástica. Se ha demostrado que el óxido nítrico reduce la expresión de RANKL y aumenta la de osteoprotegerina inhibiendo entonces la formación de osteoclastos (130).

La osteopontina tiene un papel determinante en la transducción de las señales mecánicas y por tanto en el estímulo del remodelado óseo. Esta proteína es expresada por fibroblastos, osteoblastos u osteoclastos, aunque como ya se ha comentado los mayores productores de osteopontina son los osteocitos, como desempeño de su papel regulador de la mecano-transducción. La osteopontina se une a integrinas de los preosteoclastos, siendo de vital importancia en su diferenciación y reclutamiento en zonas de carga ósea. Se ha observado mayor expresión de osteopontina también en zonas de producción de hueso inmaduro por parte de osteoblastos, por tanto parece ser que la osteopontina tiene

influencia tanto en la reabsorción como en la formación ósea inducida por la carga (131, 132, 133).

Estudios experimentales de sobrecarga en diente naturales han demostrado el aumento de osteopontina y RANKL en el ligamento periodontal (129). También que la aplicación de una carga estática produce mayor expresión de osteopontina en los osteocitos, ocurriendo lo contrario ante una aplicación dinámica. Esto indica que la producción de osteopontina y por tanto, la activación de osteoclastos, tiene variabilidad según el tipo de carga aplicada.

Por tanto, podríamos resumir de la siguiente manera la mecano-transducción ósea: Al aplicar una carga en el hueso, se produce una deformación de la matriz extracelular, que, a través de la variación del flujo del fluido canalicular activa los osteocitos, que, al ser las células sensoras, producen mensajeros químicos, como la PGE2, RANKL y osteopontina que producen a su vez una respuesta metabólica de osteoblastos y osteoclastos.

El tipo de respuesta metabólica, es decir, su carácter catabólico o anabólico, dependerá del umbral de deformación que provoque en el hueso. La deformación se expresa en unidades "Strain" y se escribe con la letra griega " $\mu\epsilon$ ".

En 1987, Frost propuso un criterio para la remodelación del hueso sobre la base de magnitud de la tensión interna. En resumen, el hueso es capaz de soportar una determinada deformación, a partir de la cual se producirán microfracturas (124).

Más tarde, Wiskott, basándose en el mecanostato de Frost, estableció 5 categorías de remodelación, una más que las indicadas por Frost y con diferentes rangos de deformación (134).

1. Desuso (mayor reabsorción ósea): Se produce para unas cargas que provocan deformaciones menores a 100 $\mu\epsilon$. El índice r (el

- índice de ganancia ósea) es negativo, por un mayor predominio de la reabsorción en los ciclos de remodelado.
2. Carga fisiológica normal (homeostasis ósea): En el rango 100-1.500 $\mu\epsilon$. La fracción r es cero.
 3. Sobrecarga media (mayor aposición ósea): En el rango 1.500-4.000 $\mu\epsilon$. El r es positivo.
 4. Sobrecarga patológica (Daño óseo irreversible): Por encima de 4.000 $\mu\epsilon$ (0,4% de deformación). Aparecen fenómenos de movilidad y grietas por fatiga.
 5. Fractura: La resistencia a la flexión del hueso es aproximadamente de 120 MPa, lo que se corresponde a una deformación de 20.000 $\mu\epsilon$ (2% de deformación).

3.4.1. Transferencia de tensión sobre el sistema prótesis-implante-hueso.

3.4.1.1 *Factores asociados al comportamiento biomecánico del sistema prótesis-implante-hueso.*

Como se ha explicado con anterioridad, la aplicación de una carga oclusal generará un estrés que será transferido de la prótesis al implante y de éste al hueso periimplantario. Esta transferencia de tensión puede resultar crítica para el éxito o fracaso de la rehabilitación implantosoportada. Es fundamental prevenir una carga indeseable, tanto en magnitud como en duración y dirección, que supere la capacidad de resistencia a la fatiga del hueso o el implante, pero incluso que estuviera también por debajo del umbral de carga fisiológica normal y por tanto cayera en desuso (135).

Si comparamos el estrés transferido al terreno de soporte de una prótesis sobre dientes o sobre implantes, encontramos diferencias muy significativas, debido fundamentalmente a la presencia de un ligamento periodontal en los dientes que está ausente en los implantes, ya que estos

se osteointegran. Un diente tiene cierta resiliencia, gracias al ligamento periodontal, que permite micromovimientos ante la aplicación de cargas oclusales. Un micromovimiento es aquel que se encuentra entre 0.1 y 0.5mm, mientras que un macromovimiento es aquel superior a 0.5mm y un micronmovimiento está por debajo de 0.1mm. Clínicamente el macromovimiento es perceptible, el micromovimiento no es fácilmente observable y el micronmovimiento es imperceptible para el ojo humano (77).

Los implantes osteointegrados, a diferencia de los dientes, no presentan micromovimientos, sino que muestran micronmovimientos, que son debidos principalmente a la deformación del hueso que los rodea ante la aplicación de carga funcional, que se produce en base a su módulo de elasticidad. Por este motivo, la distribución de la tensión transferida de un implante al hueso no es para nada comparable a la de un diente, ya que un diente, al tener micromovimientos y ligamento periodontal, tiende a disipar tensión sobre él y a localizar su centro de rotación en el último tercio de su raíz (77), mientras que un implante tiende a distribuir la tensión en la zona del reborde óseo crestal.

Las prótesis que soporten los implantes, como primer punto de aplicación de la carga tienen vital importancia en la transferencia de dicha tensión al implante y posteriormente al hueso de soporte. Hoy en día se utilizan diferentes materiales restauradores con distintas características elásticas y por tanto distinto comportamiento biomecánico. En este sentido encontramos controversia en la literatura actual; tradicionalmente se avaló el empleo de materiales de bajo módulo de elasticidad porque se consideraba que reducían las fuerzas de impacto a la mitad (136) y que la cerámica, con mayor módulo de elasticidad, transmitía significativamente mayores fuerzas que las resinas (137). Sin embargo el propio Skalak (135) postulaba que una prótesis rígida distribuiría la tensión a los implantes con mayor efectividad ya que, al absorber la prótesis parte de esa tensión, por

ser un material rígido, permitiría que la carga transferida a cada implante fuera menor que la carga total aplicada a la prótesis. Ensayos mediante estudios de elementos finitos (138, 139) parecen avalar la teoría de Skalak, obteniendo resultados de mayor tensión transferida al hueso periimplantario para prótesis de bajos módulos de elasticidad (resinas acrílicas o composites) en comparación con otros de mayor módulo (cerámica feldespática). Más allá del material de fabricación, existen otros factores protésicos asociados a la transferencia de tensión que se produzca en el soporte, entre los que destacan la ferulización, el tipo de retención (atornillada o cementada), la presencia de voladizos protésicos o la oclusión rehabilitada, entre otros.

Siguiendo la dirección de la transferencia de tensión, el siguiente elemento clave después de la prótesis es el implante. Se pueden considerar una serie de factores dependientes del implante, asociados a la respuesta biomecánica:

1 - Microdiseño: Las características microscópicas de la superficie del implante juegan su papel en la cargas transmitidas; un implante con superficie rugosa porosa transmite mejor las fuerzas que un implante de superficie lisa; esto se cumple siempre y cuando esta superficie rugosa permita la aposición íntima de hueso dentro de esas rugosidades, puesto que esto como mínimo supondría una disminución de la tensión por un aumento de la superficie donde se aplica la fuerza (135).

2 - Macrodiseño: La rosca del implante tiene la capacidad de transformar el tipo de fuerza transmitida de inicialmente transversal a carga compresiva o de tracción, gracias a la compresión en las facetas inclinadas de la rosca del tornillo (140). La mayor parte de los estudios de elementos finitos muestran que la transferencia de tensión se produce alrededor de las primeras roscas del implante. Por ese motivo, algunos autores sostienen que el diseño más eficiente de rosca es el cuadrado o

en contrafuerte, pero no en V, puesto que en este tipo el área de contacto de su extremo es menor y por tanto la tensión tiende a ser mayor (141).

3 - Longitud y diámetro del implante: La mayor parte de los estudios concluyen que el diámetro es más relevante que la longitud en la gestión de la transferencia de tensión (142). Diversos estudios experimentales sostienen que se logran tasas de éxito similares entre implantes cortos y estándar (143, 144, 145), siempre que la densidad ósea sea adecuada, la orientación de la fuerza y la distribución de la carga sea favorable y la parafunción controlada (146, 147, 148, 149).

5 - Número y posición de los implantes: El estrés global sobre todo el sistema puede reducirse aumentando el área sobre el que está aplicada la fuerza y esto puede conseguirse aumentando el número de implantes de soporte de la prótesis (150, 151). Además, al aumentar el número de implantes de soporte se disminuye el número de pónicos necesario, lo cual otorga una ventaja mecánica puesto que la deflexión de la estructura protésica aumenta conforme aumentan los pónicos, siendo la deflexión el cubo de la longitud del pónico (64). Finalmente, algunos autores sostienen que existen una serie de posiciones clave de situación de los implantes, en base a arbotantes óseos y zonas claves de distribución de carga, aunque estas indicaciones tienen un bajo nivel de evidencia (4).

6 - Propiedades mecánicas de los materiales de fabricación de los implantes: En cuanto a las propiedades elásticas del sistema implante-hueso, el titanio es mucho más rígido que el hueso. Aunque depende de la aleación de fabricación del implante, el titanio presenta un módulo de Young aproximado de 110 GPa, mientras que el módulo de elasticidad del hueso periimplantario ronda los 15GPa en cortical y 1GPa en hueso esponjoso (152). En este sentido, dentro del sistema el componente con menor módulo de elasticidad y por tanto más deformable es el hueso y por tanto, ante la aparición de una sobrecarga sobre el sistema, existe el

riesgo de que el hueso periimplantario sufra deformaciones excesivas con riesgo de fracaso de la osteointegración del implante (134). A consecuencia de este postulado surge la motivación de esta tesis doctoral, ¿puede el uso de materiales de fabricación de implantes, con diferentes propiedades mecánicas, influir en la transferencia de tensión y en la deformación consecuente del hueso periimplantario?, ¿qué material de fabricación de implantes posee el mejor comportamiento biomecánico, un material con alto módulo de elasticidad u otro con propiedades elásticas similares al hueso de soporte?. Son preguntas que actualmente no tienen respuesta en la literatura científica.

3.4.1.2. *Pérdida ósea marginal periimplantaria.*

Las enfermedades periimplantarias pueden clasificarse en mucositis y periimplantitis. La mucositis periimplantaria es un término utilizado para describir reacciones inflamatorias reversibles en la mucosa adyacente al implante. La periimplantitis por su parte se ha descrito como una inflamación de la mucosa que rodea los implantes, asociada a una destrucción y pérdida progresiva del hueso periimplantario (153).

El meta-análisis de Jung et al. del 2012 (69), que analiza los resultados de 46 estudios clínicos, nos muestra una tasa de pérdida ósea periimplantaria mayor a 2mm., afectando al 5.2% de los implantes estudiados, a los 5 años de seguimiento. Estos resultados concuerdan con los datos obtenidos por otro meta-análisis menos reciente, de objetivo similar y analizando la misma variable de pérdida de soporte óseo (154), que obtuvo una tasa del 6.3%

Existe controversia en cuanto a la etiopatogenia de esta pérdida ósea marginal periimplantaria.

Tradicionalmente se le ha considerado una etiología infecciosa bacteriana, similar a la que se le supone a la enfermedad periodontal. En este sentido

parece existir moderada evidencia del papel de ciertas bacterias periodontopatógenas como la *Porphyromonas gingivalis*, *Treponema denticola* y *Tannerella forsythia* y leve evidencia de otras como la *Prevotella intermedia* y el *Campylobacter rectus* en la etiología infecciosa de la periimplantitis. (155)

En la actualidad existen otras corrientes que abogan por la etiología inflamatoria primaria de la enfermedad periodontal por encima de la exclusiva etiología infecciosa bacteriana.

En este sentido Hajishengallis y Lamont (156, 157, 158) defienden que una inflamación incontrolada en el área periodontal o periimplantaria puede ocasionar una transición de los complejos microbianos de una situación comensal a patogénica. La comunicación entre las especies bacterianas conducen a una sinergia entre organismos metabólicamente compatibles que adquieren una especialización funcional. Defienden que, patógenos clave, como la *Porphyromonas gingivalis*, aún en baja abundancia, provocan una subversión del sistema inmunitario inespecífico del huésped provocando una inflamación mantenida, evadiendo la fagocitosis y suprimiendo la capacidad bactericida del mismo, tanto a nivel celular como del complemento, dando como resultado una disbiosis bacteriana que aumenta la virulencia de todo el complejo bacteriano.

Por tanto, actualmente se está discutiendo la etiología bacteriana de los periodontopatógenos clásicos, dando mayor importancia a la reacción inflamatoria, que es la que conduce, mediante la activación de patógenos clave, a esa disbiosis de la microbiota bacteriana que produce a su vez la destrucción tisular del huésped. Algunos autores empiezan a tomar en consideración esta teoría en la raíz de la pérdida de hueso marginal periimplantaria. Además la literatura recoge una serie de factores que pueden influir en su progresión y severidad:

Factores propios del paciente, tanto locales como sistémicos:

- Factores locales del paciente:

Enfermedad periodontal previa: existe cierta evidencia de un mayor riesgo de sufrir mayor pérdida ósea periimplantaria en pacientes con historia de enfermedad periodontal previa, sobre todo en pacientes parcialmente edéntulos (159).

Tipo de mucosa periimplantaria: aunque no existan diferencias estadísticamente significativas, parece existir menor pérdida ósea marginal cuando existe una banda ancha de mucosa queratinizada periimplantaria. Sin embargo, sí que existen diferencias significativas en términos de mucositis, índice de placa y sangrado (160, 161).

- Factores sistémicos del paciente:

Hábito tabáquico: parece existir una mayor pérdida ósea periimplantaria (0.164mm al año) en pacientes fumadores de más de 10 cigarrillos diarios que en paciente no fumadores (162).

Polimorfismos genéticos: Aunque existe poca evidencia al respecto, parece existir cierto papel potencial de polimorfismos de la interleukina 1, particularmente IL-1A(-889) y IL-1B(+3954) en aumento de la susceptibilidad a padecer pérdida ósea periimplantaria (163, 164).

Diabetes: parece existir un mayor riesgo de pérdida ósea marginal en pacientes diabéticos con rehabilitaciones implantosoportadas que en pacientes no diabéticos. Aún así, no existen diferencias entre ambos grupos en cuanto a tasas de fracaso de los implantes (165, 166).

Factores propios del implante:

Existen en la literatura numerosos meta-análisis y revisiones sistemáticas que comparan distintos tipos de implantes, tanto en diseño macroscópico como de superficie, y no parecen existir diferencias estadísticamente

significativas en cuanto a la pérdida ósea periimplantaria entre grupos; siempre y cuando se realice una inserción de los implantes manteniendo una correcta posición tridimensional y respetando los límites biológicos que eviten dicha reabsorción ósea (167, 168, 169).

Factores propios de la prótesis:

Prótesis unitaria o ferulizada: No existen diferencias clínicas en cuanto a la pérdida ósea marginal en implantes unitarios o ferulizados entre sí (11, 170). Aún así existen varios ensayos in vitro que demuestran una menor transferencia de tensión al hueso periimplantario en implantes ferulizados en comparación a los rehabilitados de manera unitaria, y por tanto un menor riesgo de pérdida ósea marginal periimplantaria (116).

Retención protésica: Parece no existir diferencias significativas en cuanto a pérdida ósea marginal comparando sistemas de retención protésica cementada y atornillada en implantes dentales de conexión interna. Sin embargo, cuando la conexión es externa parece existir una mayor pérdida ósea marginal cuando se utiliza una retención protésica cementada (10, 171).

Utilización del cambio de plataforma entre el pilar y el implante: la rehabilitación de los implantes con pilares protésicos con plataforma más estrecha que la del propio implante, lo que se conoce como concepto “cambio de plataforma”, parece contribuir de manera significativa en el mantenimiento de los niveles óseos periimplantarios, obteniendo menores tasas de pérdida ósea marginal que en aquellos casos rehabilitados con un cuello pulido supraóseo o un hexágono externo (172, 173). En este sentido, se han publicado trabajos recientes que avalan la influencia de la altura del aditamento protésico con cambio de plataforma en la tasa de pérdida ósea marginal periimplantaria; parece ser que el uso de aditamentos mayores de 2mm de altura gingival reduce la pérdida ósea en comparación con aditamentos menores de 2mm, con un seguimiento de

18 meses tras la rehabilitación protésica (174).

Momento de la colocación de la prótesis: Un implante puede ser rehabilitado en varios momentos desde la inserción del mismo. Carga inmediata se define como la restauración del implante en oclusión con el antagonista durante la primera semana tras la inserción del implante, carga temprana entre la segunda y octava semana, y carga convencional más allá de la octava semana tras la colocación del implante (175). Se han comparado varios momentos de colocación de la prótesis en cuanto a la pérdida ósea marginal crestal, sin encontrarse diferencias significativas entre los protocolos de carga de los implantes (176).

Factores de la técnica quirúrgica:

Implantes postexodoncia: la colocación de un implante en un alveolo de manera inmediata tras la exodoncia parece no contribuir a una diferente pérdida ósea marginal ya que no existen diferencias significativas en comparación con un implante colocado en una localización ya cicatrizada (177). Aún así la evidencia de esta afirmación es menor a otros factores estudiados dada la gran heterogeneidad de ensayos clínicos evaluados.

Cirugía sin colgajo: Aunque está más que demostrado que el levantamiento de un colgajo mucoperióstico supone cierta reabsorción ósea, en términos de pérdida ósea periimplantaria en un periodo de observación de 6 meses no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre cirugía de implantes sin colgajo y con despegamiento de colgajo mucoperióstico (178).

Cirugía de implantes en una o dos fases: Tras la colocación de los implantes estos pueden quedar sumergidos por la mucosa, lo que se define como cirugía en dos fases ya que sería necesario una cirugía adicional de reentrada tras el periodo de osteointegración para la colocación de la prótesis, o bien dejarlos expuestos al medio oral mediante

la colocación de un aditamento transmucoso, que evitaría esta segunda cirugía de acceso. Parece no existir diferencias entre ambas modalidades en términos de pérdida ósea periimplantaria en periodos de evaluación de 2 a 6 meses (179).

Existen otros factores que parecen influir en la pérdida ósea marginal pero carecen en la actualidad de una alta evidencia que los sustente. En este sentido, podemos contemplar la influencia de la sobrecarga oclusal en la pérdida marginal periimplantaria pero debido a la dificultad de realizar ensayos clínicos evaluando esta variable sólo disponemos en la actualidad de ensayos in vitro y estudios en modelo animal que contrasten esta influencia (180, 181, 182, 183, 184). Para poder evaluar la influencia que podría tener la sobrecarga oclusal en el hueso periimplantario es necesario entender el comportamiento biomecánico del sistema prótesis-implante-hueso.

3.4.1.3 Pérdida de hueso marginal periimplantario como resultado de la sobrecarga oclusal.

Se considera que las cargas no axiales son menos favorables respecto a la conservación del hueso de soporte. Barbier en 1998 (185) realizó un ensayo de elementos finitos, al que añadió un ensayo in vivo en perros, para ver la influencia de la dirección de las cargas en la transferencia de tensión al hueso periimplantario y concluye que las zonas de hueso de mayor remodelado coinciden con las zonas de mayor estrés equivalente y que los mayores niveles de remodelado encontradas ante la aplicación de cargas no axiales en comparación con las axiales, eran fundamentalmente atribuibles al componente horizontal de las primeras. Otros ensayos de elementos finitos más actuales avalan estas conclusiones (186).

En cambio, para la influencia de la magnitud en la transferencia de tensión al sistema existe controversia. Un aumento de magnitud en la carga aplicada podría definirse como trauma oclusal; hay autores (187, 188, 189)

que postulan que el trauma oclusal no puede producir un deterioro del tejido periodontal y por tanto, extrapolando esta conclusión a los implantes, el trauma oclusal no guarda ninguna relación con la pérdida ósea periimplantaria y que ésta es debida exclusivamente a razones biológicas y no mecánicas. Por otro lado, otros estudios avalan la influencia de la sobrecarga oclusal en la pérdida ósea periimplantaria (181, 183, 190).

Isidor en 1996 (183) llevó a cabo un estudio en monos comparando implantes con una sobrecarga producida por una prematuridad en la restauración, pero con un control exhaustivo de la placa bacteriana y otros implantes a los que se les indujo acúmulo de placa mediante ligaduras. Tras 18 meses, se procedió al procesado para análisis histológico, y los resultados concluyeron que los implantes con acúmulo de placa estaban osteointegrados, aunque con una pérdida ósea en forma de cráter de 0.8-4mm; de los 6 implantes con sobrecarga inducida, 2 habían perdido completamente la oseointegración, 2 mantenían oseointegración apical y los otros 2 presentaron una pérdida ósea de 1.8-1.9 mm. Resultados similares obtuvo Miyata en el 2000 (181) en su estudio histológico también en monos, con implantes a los que se les indujo una sobrecarga aumentado la altura oclusal 100, 180 y 250 micras con un control exhaustivo de placa bacteriana. Los resultados mostraron que la pérdida ósea marginal tendía a aumentar con una supraoclusión mayor de 180 micras aún sin inflamación por placa del tejido periimplantario. Kozlovsky en 2007 (190) en su ensayo postuló la influencia de la sobrecarga en la pérdida ósea marginal como factor desencadenante y no como factor causal, ya que los implantes libres de placa aún con sobrecarga presentaban mínimas pérdidas óseas.

Por los principios biomecánicos comentados con anterioridad podemos confirmar que la sobrecarga oclusal más allá de los límites fisiológicos del hueso puede resultar en una deformación que conduzca a la reabsorción

de hueso, mediante un proceso de remodelado. El principio del análisis de haz complejo afirma que cuando dos materiales de muy distintos módulos de Young se ponen en contacto y se les aplica una carga, ésta se transmite en el primer punto en el que ambos materiales entran en contacto. En este sentido, en el sistema hueso-implante ambos materiales tienen muy distintos módulos de elasticidad, de ahí que varios estudios de elementos finitos confirmen que la mayor parte de la tensión que se transfiere al hueso periimplantario se localiza en la porción más coronal del hueso circundante al cuello del implante (191, 192, 116).

Hay que considerar que la activación de un proceso de remodelado como resultado de la carga, debe conllevar por necesidad la activación de un proceso inflamatorio. Si esto es así, este proceso podría a su vez activar un fenómeno de disbiosis, como explican los trabajos ya comentados de Hajishengallis y Lamont de la Universidad de Pensilvania (156, 157, 158). Por tanto, se podría postular que una carga oclusal produce una tensión que se transfiere, a través del sistema implante-prótesis, al hueso periimplantario, produciendo deformaciones del mismo, el cuál sufre una remodelación como método adaptativo, con la participación clave del osteocito anteriormente descrita. Dependiendo de la carga oclusal aplicada y de manera especial si la deformación resultante ha generado microfracturas óseas, el proceso reparativo cursará con una fase inflamatoria y por tanto con la posibilidad de activar este fenómeno de disbiosis bacteriana.

Es difícil encontrar estudios clínicos prospectivos controlados y aleatorizados que contrasten la relación entre la sobrecarga y la pérdida ósea marginal, básicamente porque sus diseños, que debieran ser similares a los descritos por Isidor y Miyata (180, 181, 182, 183, 184), no podrían ser aceptados por un comité de ética. No obstante, existen ensayos de evidencia menor (retrospectivos y observacionales) que parecen acercarse a dicha hipótesis como el de Rangert de 1995 (193)

que obtuvo mayor pérdida ósea marginal en los implantes distales cercanos al cantilever, que son los que en principio soportan mayor porcentaje de cargas no axiales, en prótesis implantosoportadas; o el de Quirynen en 1992 (194) en 93 pacientes con distintos tipos de restauraciones, que obtuvo mayor pérdida marginal en los implantes sometidos a mayor carga oclusal.

3.5. Análisis de elementos finitos (AEF) en investigación en implantología oral.

El análisis de elementos finitos, desde su enfoque matemático, fue desarrollado en 1943 por Richard Courant. Desde el punto de vista de la ingeniería, el análisis de elementos finitos se crea como un método de análisis estructural de matrices de desplazamiento, el cual surge luego de varias décadas de investigación, principalmente en la industria aeroespacial, como una variante apropiada para ordenadores. En estas aplicaciones, el objeto o sistema se representa por un modelo geoméricamente similar, que consta de múltiples regiones discretas simplificadas y conectadas. Se aplican a cada elemento las ecuaciones de equilibrio, las condiciones de contorno y las relaciones constitutivas, para construir un sistema de varias ecuaciones. El sistema de ecuaciones se resuelve para los valores desconocidos usando técnicas de álgebra lineal o esquemas no lineales, dependiendo del problema (195). Comúnmente se usan los elementos finitos para determinar los esfuerzos y los desplazamientos en sistemas mecánicos. Es además usado de manera rutinaria en el análisis de muchos otros tipos de problemas, entre ellos la transferencia de calor, la dinámica de fluidos, y el electromagnetismo.

Un modelo de elementos finitos se construye en síntesis partiendo de un objeto sólido, el cual se divide en cierto número de elementos discretos,

que están conectados por nodos. A cada elemento se le asigna las propiedades del material adecuadas, que se correspondan con las propiedades de la estructura a ser modelada. Las condiciones de contorno se aplican al modelo para simular interacciones con su entorno (196). Siempre hay que tener en consideración que estos estudios son extremadamente sensibles a los parámetros que se asuman durante la creación del modelo, como las condiciones de carga, las condiciones de las fronteras entre tejidos y las propiedades de los materiales (197).

En el campo que nos atañe, el análisis de elementos finitos ha sido utilizado para predecir el comportamiento biomecánico de diferentes diseños de implantes dentales, tipo de rehabilitación, materiales, etc... Estos estudios permiten una aproximación a la teoría básica, de manera que el odontólogo estará en mejores condiciones para interpretar estos resultados y extrapolarlos a las diferentes situaciones clínicas (152).

En 1977, Weinstein (198) fue el primero en utilizar el análisis de elementos finitos en implantología oral, siendo más tarde rápidamente aplicado en numerosos aspectos de este campo. A continuación, por ejemplo, Atmaram y Mohammed (199) analizaron parámetros y geometría del implante, variaciones de longitud y la posibilidad de incorporar un pseudoligamento periodontal. Borhers y Reichart (200) realizaron un AEF en tres dimensiones para un implante en diferentes etapas del desarrollo de la interfase ósea. Cook (201) los aplicó en implantes porosos con forma de raíz y Meroueh (202) para implantes cilíndricos. Por su parte, Williams (203) sobre prótesis implantosoportadas con cantilevers. Akpinar (204) simuló la combinación de un diente natural con un implante usando AEF.

En definitiva, en las pasadas tres décadas, el AEF se ha convertido en una herramienta útil para predecir el efecto de la tensión en el implante y su hueso circundante. Estos análisis basan su interés en considerar que las cargas masticatorias verticales y transversales inducen fuerzas axiales y

movimientos de rotación y por tanto resultan en gradientes de tensión, tanto en el implante como en el hueso, de manera que la llave del éxito o el fracaso del implante dental es la manera en la que la tensión se transfiere al hueso periimplantario. Este tipo de estudios son capaces de describir este patrón de transferencia de tensión del implante al hueso, en función de las características modeladas, como son: el tipo de carga, la interfase hueso-implante, el tipo de prótesis y la calidad y cantidad del hueso circundante (206). Además, el AEF permite al investigador evaluar tanto resultados cuantitativos de la tensión transferida al sistema prótesis-implante-hueso como valores cualitativos con un diagrama de distribución de dicha tensión en el sistema. De esta manera, el AEF permite realizar una valoración global del comportamiento mecánico de todos los elementos mecanizados y sometidos a una carga controlada (206, 196). En la FIGURA 4 se muestra un ejemplo de modelo de AEF empleado en implantología oral (205).

Aunque los mecanismos precisos siguen sin estar entendidos completamente, está claro que existe una respuesta adaptativa de remodelación del hueso periimplantario ante la aplicación de carga. Como se ha defendido anteriormente, las características del implante que puedan estar relacionadas con transferencias de carga excesivas o demasiado reducidas pueden contribuir a la reabsorción patológica o la atrofia del hueso. La dificultad principal en simular el comportamiento mecánico de los implantes dentales es modelar los tejidos óseos humanos y su respuesta ante la aplicación de cargas mecánicas. La complejidad de la caracterización mecánica del hueso y su interacción con el implante ha forzado a los investigadores a realizar simplificaciones y asunciones para modelizar y solventar el proceso. Algunas de estas simplificaciones pueden influir significativamente en la exactitud de los resultados del AEF. Algunos de ellos son: la detallada geometría del hueso y el implante a modelar, las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno y

la interfase entre el hueso y el implante.

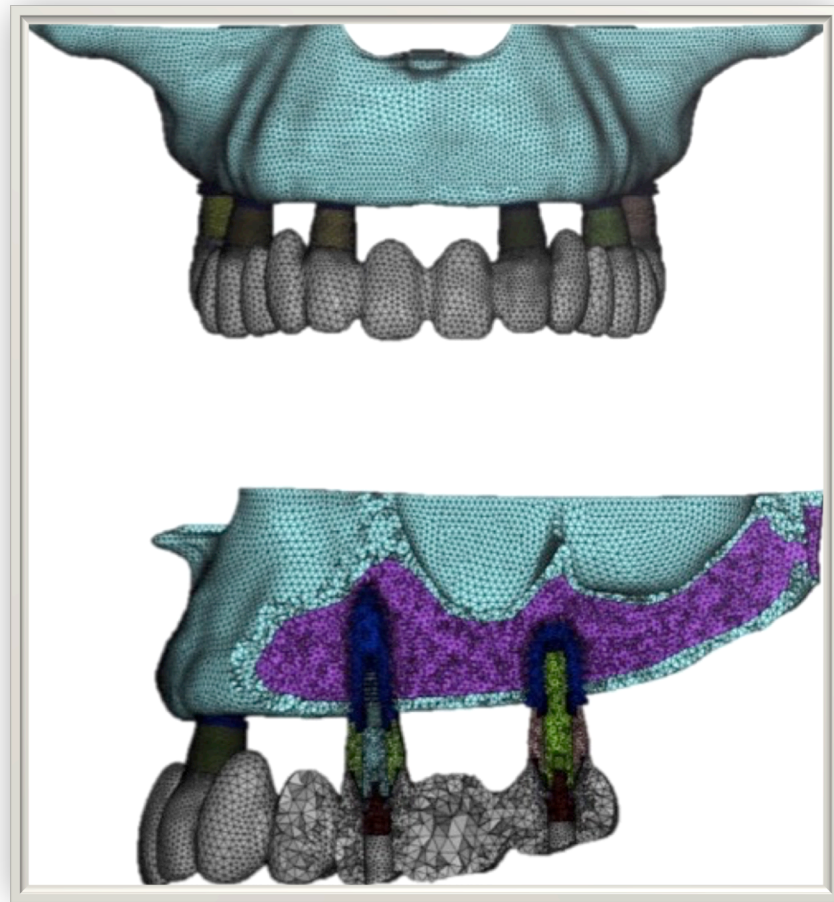


FIGURA 4. Ejemplo de modelo de AEF (205).

El primer paso en el modelaje de un AEF es representar la geometría de interés en el ordenador. En algunos estudios de AEF, en dos o tres dimensiones, el hueso se modela con una configuración rectangular simplificada con el implante (207, 208). Otros AEF en tres dimensiones modelaron la mandíbula como un arco completo de sección rectangular (209, 2010). Más recientemente, con el desarrollo de las técnicas de imagen digital, están disponibles métodos más eficientes para el desarrollo de modelos anatómicos más exactos. Esto incluye la aplicación de softwares especializados para la transformación directa de datos de imagen de una tomografía computarizada en 2D o 3D en mallas de AEF. También es posible la inclusión automática de algunas propiedades, como

la densidad ósea (211, 212). Esto permite un modelaje más preciso de la geometría del sistema hueso implante. En un futuro cercano, la creación de modelos individualizados a cada paciente mediante avanzadas técnicas digitales serán posibles.

El siguiente paso es otorgar a cada uno de los materiales modelizados una serie de propiedades mecánicas. Las propiedades de los materiales influyen enormemente en la distribución de la tensión y deformación en una estructura. Estas propiedades pueden modelarse en un AEF como isotrópicas, transversalmente isotrópicas, ortotrópicas y anisotrópicas. En un material isotrópico, las propiedades son las mismas en todas direcciones y por tanto sólo hay dos constantes independientes del material. Un material anisotrópico tiene propiedades diferentes cuando se le mide en diferentes direcciones. En la mayoría de los estudios de AEF revisados, los materiales se asumen como homogéneos, lineales e isotrópicos, con un comportamiento elástico caracterizado por sólo dos constantes que son el módulo de Young y el coeficiente de Poisson. En estudios de AEF recientes ignoran la red del hueso trabecular simplemente porque su patrón es imposible de determinar. Por tanto, se asume que el hueso trabecular tiene un patrón sólido entre las corticales óseas. Ambos tipos de hueso suelen simplificarse como lineales, homogéneos e isotrópicos (206, 196).

Tras realizar el modelaje y otorgar las propiedades de cada material, se postulan las condiciones de contorno del modelo. La mayoría de los estudios de AEF modelan la mandíbula con condiciones de contorno fijas. Otros, como Castaño (213) desarrollaron un modelo mandibular más realista de AEF en tres dimensiones gracias a los datos de imagen de una tomografía computarizada escaneada. Después simulaban las funciones de los músculos de la masticación y los movimientos funcionales de la articulación temporomandibular. Se concluyó que estas condiciones de contorno podrían ser modeladas, aumentando la exactitud y el mimetismo

con la situación clínica real. Aún así existen estudios (214) que concluyen que en un modelo mandibular de AEF en tres dimensiones, modelar la mandíbula exclusivamente 4mm a mesial y distal desde el implante no supone cambios significativos en los resultados y la exactitud del AEF.

En cuanto a la interfase hueso-implante, los modelos de AEF normalmente asumen un estado óptimo de osteointegración del implante, es decir que el hueso cortical y trabecular está perfectamente unido al implante, aunque esto no exista de forma exacta en una situación clínica real. Por tanto, el contacto imperfecto y su efecto en la transferencia de carga del implante al hueso circundante necesitaría ser modelado más cuidadosamente.

En resumen, el AEF es un método útil y comúnmente utilizado en la predicción del comportamiento biomecánico del sistema prótesis-implante-hueso, aunque es preciso tener en cuenta las asunciones y simplificaciones que se asuman en su diseño, tanto en lo que respecta a la geometría modelada, como a las propiedades de los materiales o las condiciones de contorno y a la interfase hueso-implante, en la interpretación de sus resultados.

4. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

4.1. Hipótesis

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema, surge la siguiente hipótesis de trabajo inicial o de partida:

“Un implante dental fabricado en un material con relativo bajo módulo de elasticidad, más similar al hueso que lo soporta, tenderá a transferir menos tensión y a producir menos deformación del hueso periimplantario en comparación con aleaciones con mayor módulo de elasticidad”

Formulada la hipótesis inicial como una afirmación o pregunta dirigida a todo el marco del estudio, es indudable que dada su generalidad surgirán más interrogantes, más construcciones teóricas que nos obligarán a generar sucesivas hipótesis. Por ello, con una visión pragmática, reduccionista y explicativa, preferimos hablar de objetivos en vez de hipótesis, sin que por ello nos olvidemos de lo que significan y representan.

4.2. Objetivo General

El objetivo general de esta tesis doctoral será estudiar las diferencias de tensión transferida, en valores de distribución y magnitud, y la de la deformación existente, tanto en el implante como en el hueso periimplantario de soporte, que se producen en función de la rigidez y el comportamiento elástico del material de fabricación del implante dental.

4.3. Objetivos Específicos

Entendidos como los peldaños iniciales a escalar en la búsqueda del objetivo general, los objetivos específicos son:

- Determinar la tensión en megapascuales (MPa) transferida a cuatro tipos de implantes, con diferentes propiedades elásticas, sometidos a estudio, bajo a una simulación de carga funcional.
- Establecer la tensión en megapascuales (MPa) transferida al hueso periimplantario de soporte alrededor de los cuatro tipos de implantes, bajo la misma simulación de carga funcional.
- Cuantificar la deformación en micras (μm) que se obtiene en los 4 tipos de implantes, bajo las mismas condiciones de carga.
- Valorar la deformación en micras (μm) que se obtiene en el hueso periimplantario de soporte alrededor de los 4 tipos de implantes, bajo la misma simulación de carga funcional.
- Describir las características de la distribución de la tensión transferida en las cuatro tipologías de implante a estudio y su hueso de soporte correspondiente.
- Comparar los valores de magnitud de la tensión, distribución de la tensión y deformación del implante y el hueso de soporte, en los cuatro modelos a estudio.
- Establecer las propiedades elásticas, módulo de Young y coeficiente de Poisson de la aleación binaria Ti-15Zr, empleada en la fabricación de implantes dentales.

Para dar respuesta a las hipótesis y los objetivos planteados, diseñamos un plan de investigación, **tipo estudio experimental “in vitro”, mediante una técnica de modelización y análisis de elementos finitos.**

5. MATERIAL Y METODOLOGÍA

5.1. Espécimen, Modelo de trabajo

El modelo de trabajo escogido como referencia para la modelización es un tramo mandibular posterior edéntulo de la zona premolar, sobre el que se inserta un implante unitario roscado, con una rehabilitación mediante corona unitaria metalcerámica cementada sobre pilar de titanio (FIGURA 5). Las características de cada componente se relatan a continuación.

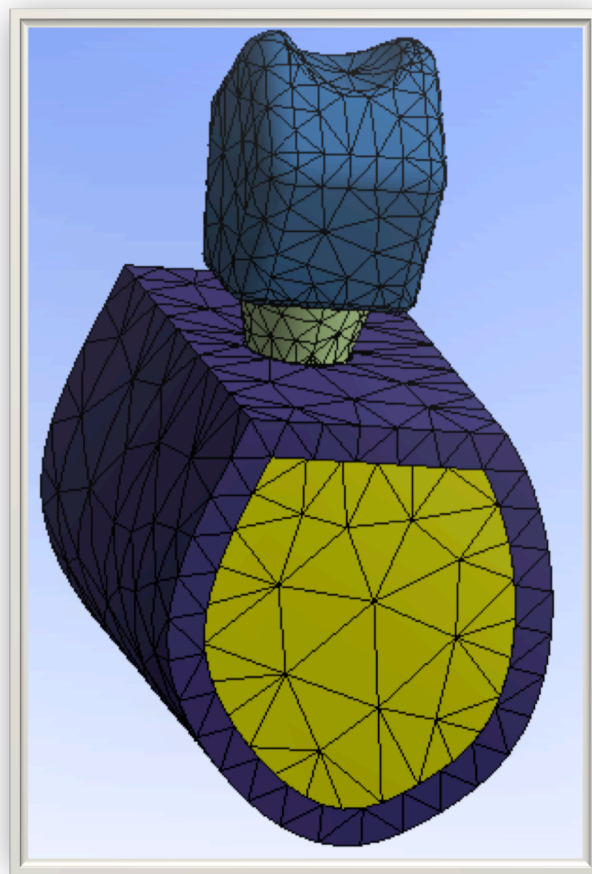


FIGURA 5. Modelo de trabajo.

5.1.1 Hueso

Se crea una sección de hueso mandibular posterior tipo A-2 según la clasificación de Lekholm y Zarb (215), con capa de hueso compacto rodeando un núcleo de hueso trabecular denso, ya que según la literatura es el más común de encontrar en un tramo premolar mandibular (216).

Las dimensiones escogidas de la sección ósea fueron de 23mm de alto y 12mm de ancho con 1mm de espesor de hueso cortical rodeando todo el espesor de la sección y circunscrito por éste, el resto del hueso trabecular.

5.1.2 Implante

Para el diseño macroscópico del implante dental se toma como referencia un implante roscado macizo de conexión interna, tipo Straumann Standard® (Straumann Standard, Institute Straumann AG, Basel, Switzerland) con la siguiente geometría: 4.1mm de diámetro del cuerpo del implante y 4.8mm de diámetro de plataforma, 10mm de longitud de implante y 2.8mm de cuello pulido en la zona coronal del implante a partir de la plataforma del mismo (FIGURA 6).



FIGURA 6. Modelo de implante.

5.1.3 Pilar

Se modelizó un pilar de cementado de 5.5mm de altura y 4.8mm de diámetro, contruidos en titanio, de la marca Straumann® (Straumann Standard, Institute Straumann AG, Basel, Switzerland). Este pilar está diseñado para ser mecanizado al implante, una vez osteointegrado, mediante atornillado. Para nuestro estudio se consideró que esta unión es completa y efectiva, sin tomar en consideración la precarga del tornillo, ni otras tensiones estáticas inherentes a un sistema atornillado (FIGURA 7).

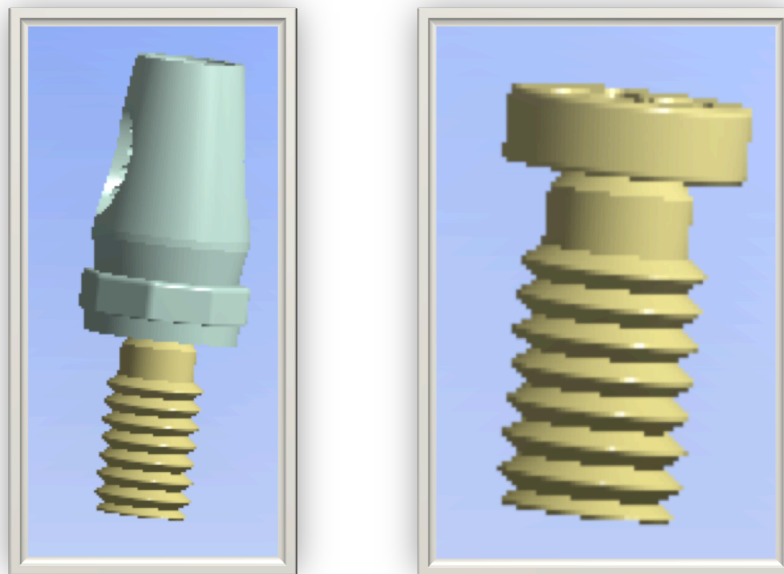


FIGURA 7. Modelo de pilar con tornillo de fijación.

5.1.4 Corona metalcerámica

Se modelizó una corona metalcerámica usando una aleación de cromo-cobalto y un recubrimiento de cerámica feldespática. La corona era de 8mm de altura, 10.6mm de anchura y 3mm de espesor, de los cuales 1mm era de la aleación de cromo-cobalto y de 1 a 2mm de recubrimiento de porcelana. La corona se cementa al pilar de cementado de titanio. (FIGURA 8). La unión entre la estructura metálica y el recubrimiento

feldespático, se explica por atrapamiento mecánico, fuerzas compresivas, fuerzas de van der Waals y unión química (64) y en cualquier caso esa unión es íntima, firme y efectiva, lo cual también asumimos en el modelado.

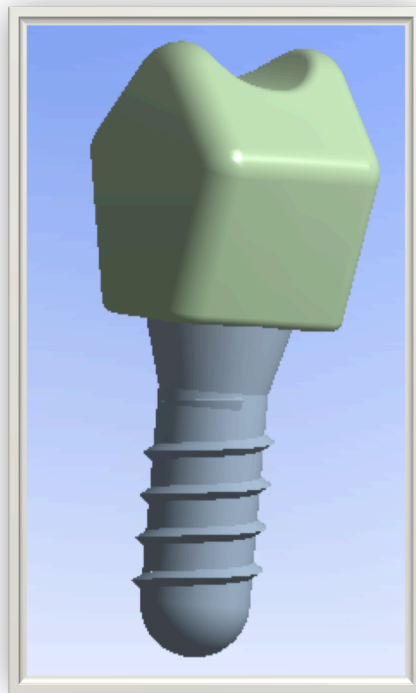


FIGURA 8. Implante rehabilitado con la corona modelizada.

5.2. Modelización de los componentes

La modelización de todos los componentes, tanto del implante, pilar, tornillo, corona y hueso circundante, se realizó mediante un software de diseño digital por ordenador (Pro/Engineer Wildfire; Parametric Technology Corp, Needham, Mass).

Como ya se ha comentado y para simplificar el modelo, se asumió que todos los materiales eran homogéneos, isotrópicos y con elasticidad lineal. Además, conforme lo que postulan diversos estudios (217, 218, 197), todas las interfases entre los componentes se consideraron continuas,

unidas de manera íntima, sin solución de continuidad entre ellas, incluida la unión entre el pilar y la corona donde se obvió el medio cementante considerando un ajuste pasivo exacto y una unión efectiva entre ambos.

Así mismo, basándonos en consideraciones de estudios precedentes, se asumió que los implantes quedan perfectamente osteointegrados en el hueso (219, 220, 221, 222), considerando la osteointegración como la conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional (17).

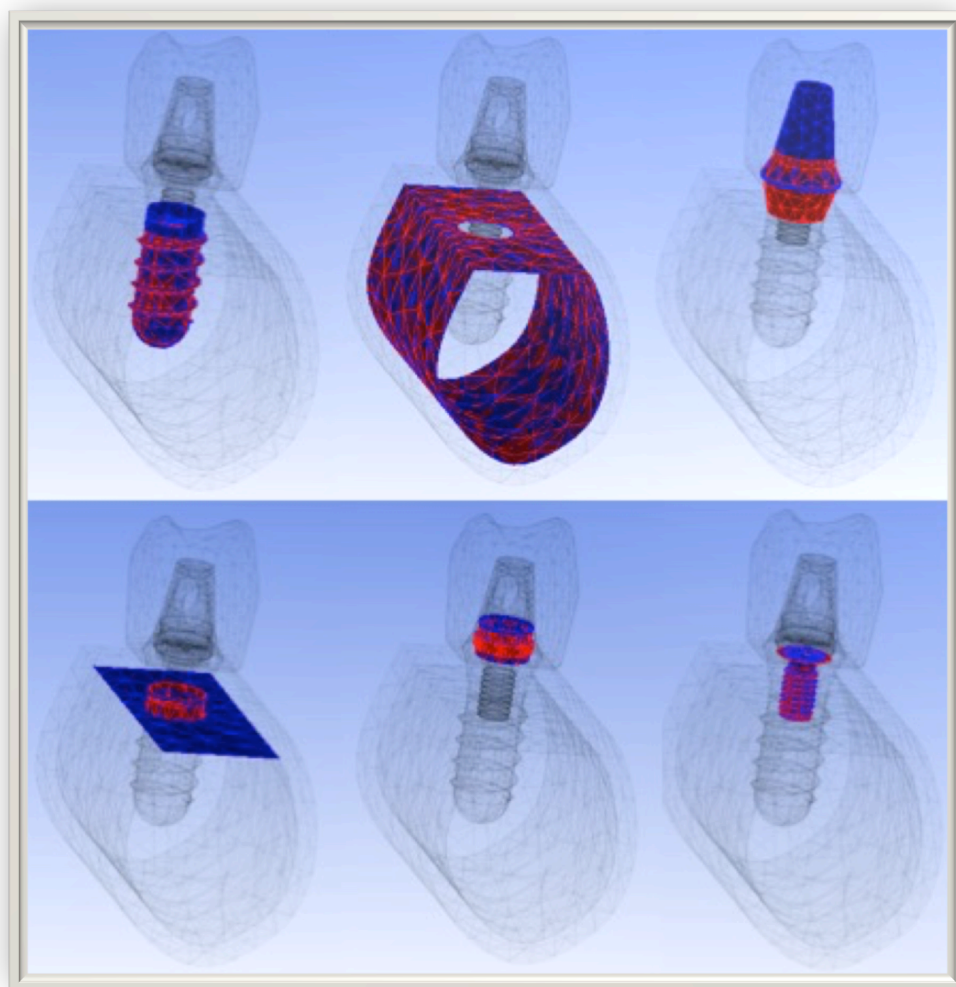


FIGURA 9. Visualización individual de las zonas de contacto del modelo.

Las zonas de contacto entre todos los elementos modelizados se muestra en la FIGURA 9.

A todos los componentes modelizados se les otorgan unas características elásticas, de módulo de Young y coeficiente de Poisson, obtenidas de la literatura disponible revisada y se muestran en la TABLA 2.

* Tipificado y evaluación de las propiedades elásticas de la aleación Ti-15Zr de implantes dentales.

En este punto, se tuvo que realizar un ensayo intermedio para poder determinar las propiedades elásticas (módulo de Young y coeficiente de Poisson) de la aleación binaria Ti-15Zr, ya que no se encuentran recogidas en la literatura actual. Para este fin se empleó un método no destructivo basado en ultrasonidos (FIGURA 10).

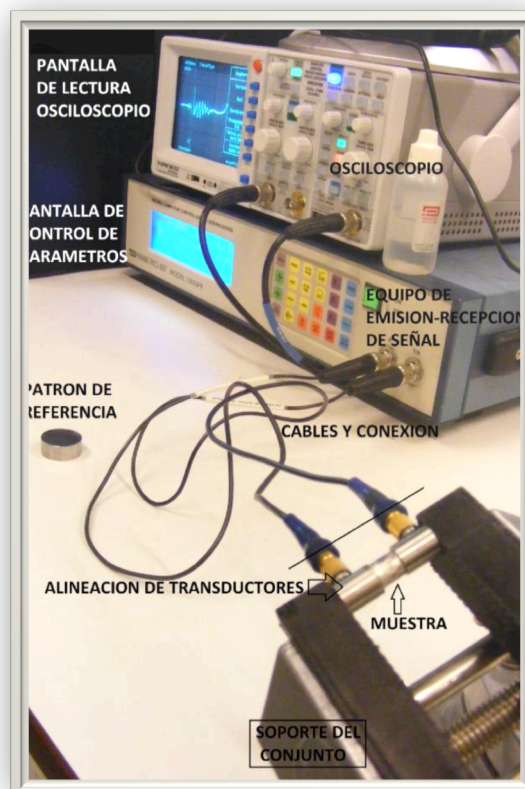


FIGURA 10. Método de ultrasonidos para tipificado de propiedades elásticas de aleación metálica.

En este ensayo se utilizaron implantes Straumann Roxolid SLA® (Straumann Standard, Institute Straumann AG, Basel, Switzerland) de 4.8mm de diámetro y 14mm de longitud. En primer lugar se cortaron dichos implantes hasta conseguir muestras cilíndricas de paredes paralelas, de 6mm de longitud.

Como segundo paso se determinó la densidad de las muestras mediante métodos hidrostáticos; las muestras fueron pesadas cinco veces cada una para determinar su masa (m) y después sumergidas en agua destilada para determinar su masa sumergida (m_{sub}).

Posteriormente se generaron pulsos ultrasónicos longitudinal y transversalmente a la muestra, con una frecuencia característica de 5 megahercios. Tras esto, mediante un osciloscopio, se calculó la velocidad de las ondas transversales y longitudinales.

Con los datos obtenidos, se calcularon el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson mediante las siguientes formulas:

$$v = 1 - \frac{1}{2} \cdot \frac{1}{1 - \left(\frac{C_{\text{trans}}}{C_{\text{long}}}\right)^2}$$

$$E = 2 \cdot \rho \cdot (1 + v) C_{\text{trans}}^2$$

Donde: C_{trans} es la velocidad de las ondas transversales, C_{long} es la velocidad de las ondas longitudinales, v es el coeficiente de Poisson, E es el módulo de Young y ρ es la masa de la muestra.

Los resultados que se obtuvieron fueron un módulo de Young entre 102.7GPa y 104.7GPa y un coeficiente de Poisson de 0.33 para la aleación Ti-15Zr. Estos datos fueron empleados en el AEF posterior.

En la TABLA 2 quedan registrados todos los datos de las propiedades elásticas, módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson, de los

materiales modelizados.

Material	Componente	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Hueso Cortical		15	0.30
Hueso Esponjoso		1	0.25
Y-TZP	Implante	210	0.31
Aleación Ti-6Al-4V	Pilar y tornillo	107.2	0.30
	Implante	110	0.35
Aleación Ti-15Zr	Implante	104	0.33
Aleación Ti-Nb-Zr	Implante	71	0.32
Aleación Cr-Co	Estructura Corona	218	0.33
Cerámica Feldespática	Recubrimiento Corona	65	0.25

TABLA 2. Propiedades elásticas de los materiales modelizados

5.3. Datos Computados

Para computar los datos se empleó una estación de trabajo HP xw8400, microprocesador Intel®Xeon® Dual Core 5100 Sequence a 2,6 GHz, 16 GB de memoria RAM, disco duro de 2 unidades de 250 GB SATA, 2,5 TB (7200 rpm).

Respecto a la densidad de mallado, el modelo se completó con un total de 45.517 Nodos y 33.268 Elementos, como se observa en la FIGURA 11 divididos por componentes en la TABLA 3.

Componente	Nodos	Elementos
Hueso Cortical	1905	0876
Hueso Trabecular	4473	2676
Implante	16303	9916
Pilar	8410	4429
Tornillo	11220	6363
Corona	3206	1737

TABLA 3. Nodos y elementos por cada componente modelizado

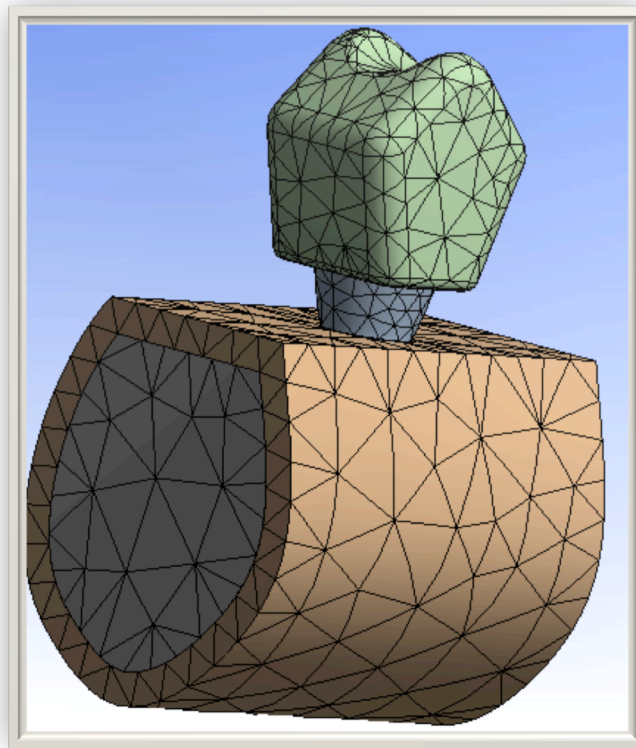


FIGURA 11. Densidad de mallado del modelo utilizado

5.4. Ensayos y procedimientos

El sistema de fuerzas masticatorias que actúan en el arco dental es muy complejo de manera que se requiere una representación simplificada del mismo. Por ese motivo se emplearon cargas estáticas en nuestro estudio y, a su vez, como el sistema de fuerzas oclusales es no coplanar y no concurrente, solo puede ser reducido a un sistema de parejas de fuerzas equivalente, en un punto determinado (85).

Teniendo en cuenta estas consideraciones, nos hemos basado en el trabajo de Watanabe, para la elección de la distribución, dirección y magnitud de la carga a emplear en los ensayos. Este autor realizó una medición de la fuerza masticatoria mediante el uso de un sistema de láminas sensibles a la presión, sobre un grupo de adultos con dentición sana, llegando a obtener un valor de 1024N, con una desviación estándar de 410.

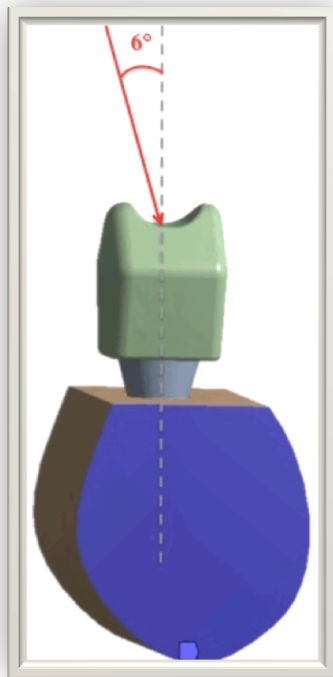


FIGURA 12. Condiciones de carga aplicada al modelo

Hay estudios que sostienen que el principal componente de las fuerzas masticatorias es vertical al plano de oclusión, especialmente en sectores posteriores (88) y sin embargo parece también existir consenso en que el componente horizontal de las fuerzas es el que produce más tensión y fuerzas de cizalla en el terreno de soporte (216). Para corroborar este hecho, hemos considerado necesario la aplicación en nuestro ensayo de fuerzas inclinadas, conforme a la literatura consultada, con una angulación respecto al eje axial del implante de 6 grados.

Por esto, en nuestro ensayo de AEF las condiciones de carga aplicada fueron de una fuerza única de 150N sobre la fosa central de la corona modelizada, con una inclinación de 6 grados con respecto al eje axial del implante y una dirección vestibulolingual, tal y como se muestra en la FIGURA 12.

Se obtienen para el AEF cuatro modelos a estudio con condiciones y modelaje idéntico a excepción de las propiedades elásticas del material de fabricación del implante:

- Modelo 1: Implante de aleación Ti-6Al-4V.
- Modelo 2: Implante de aleación Ti-15Zr.
- Modelo 3: Implante cerámico de Y-TZP.
- Modelo 4: Implante de aleación Ti-Nb-Zr.

Los resultados del ensayo serán expresados como tensión equivalente según Von Mises y deformación, a nivel tanto de los implantes como del hueso trabecular y cortical periimplantario.

- Tensión equivalente según Von Mises: expresada en megapascuales (MPa). Este parámetro combina la compleja distribución de las tensiones que sufre un cuerpo en las tres direcciones del espacio, determinando si éstas en conjunto pueden ser responsables de provocar un fallo. El criterio de Von Mises es una fórmula para la combinación de estas tres tensiones principales en un esfuerzo equivalente, que se compara con el límite de elasticidad del material.
- Deformación o deformación elástica: expresada en micras (μm). Es un cambio transitorio de las dimensiones de un cuerpo, que sólo existe mientras la tensión de iniciación se aplica y desaparece inmediatamente al retirarla.

6.RESULTADOS

Tras realizar el análisis de elementos finitos se recogen los resultados de tensión según Von Mises y de deformación del hueso cortical, hueso trabecular y del propio implante en cada uno de los materiales de fabricación estudiados, Ti-6Al-4V, Ti-15Zr, Y-TZP y Ti-Nb-Zr.

Para un mejor análisis de los resultados los dividiremos según la tensión transferida y la deformación registrada en cada uno de los elementos.

6.1 Tensión equivalente según Von Mises.

6.1.1. En el hueso cortical

Los valores máximo y mínimos de tensión según von Mises, transferidos al hueso cortical, quedan recogidos en la TABLA 4.

El hueso cortical que mayor tensión recibió, bajo las condiciones simuladas, fue el de alrededor del implante de menor módulo de elasticidad, fabricado en la aleación binaria Ti-Nb-Zr, mientras que la cortical periimplantaria que recibió menor tensión fue la del implante cerámico de Y-TZP, que cuenta con el módulo de elasticidad más alto.

Cuando se comparan entre si estos valores máximos de tensión, entre la cortical alrededor del implante de Ti-Nb-Zr (17.271MPa) y la del Y-TZP (16.206MPa) hay una diferencia neta de 1.065MPa, lo cual porcentualmente supone una diferencia de un 6.16%. Los valores máximos para las otras dos aleaciones, Ti-6Al-4V (16.945 MPa) y Ti-15Zr (16.924 MPa) son intermedias a las dos anteriores y prácticamente idénticas entre ellas.

La media de las tensiones máximas sobre la cortical fue de 16.836 ± 0.449 MPa, mientras que la de las mínimas fue de 0.1461 ± 0.00073 MPa, en definitiva prácticamente 16MPa de diferencia entre ambas. Estos datos se muestran en la TABLA 5.

No obstante, cuando se comparan las tensiones mínimas según von Mises sobre las corticales de los cuatro modelos, no se encuentran diferencias importantes entre las de Ti-6Al-4V (0.14238MPa), Ti-15Zr (0.14233MPa) y Y-TZP (0.1434MPa), siendo ligeramente inferior a ellas la del Ti-Nb-Zr (0.1416MPa).

6.1.2. En el hueso trabecular

Al igual que en el hueso cortical, los valores máximos y mínimos de tensión según von Mises, transferidos al hueso trabecular, quedan recogidos en la TABLA 4.

En el hueso trabecular, al contrario de los resultados que se obtuvieron en el cortical, el que menor tensión sufrió fue el circundante al implante con bajo módulo de elasticidad, el de aleación Ti-Nb-Zr, mientras que el hueso trabecular que mayor tensión recibió fue el del implante cerámico de Y-TZP, con alto módulo de elasticidad.

Al comparar los valores máximos de tensión existen dos valores más distantes, el registrado en el hueso trabecular alrededor del implante cerámico de Y-TZP (2.142MPa) y la correspondiente al circundante al implante de Ti-Nb-Zr (1.948MPa) con una diferencia neta entre ambos de 0.194MPa, es decir una diferencia de un 9% entre ambos valores. Por otro lado, al comparar los valores máximos de tensión obtenidos en el hueso trabecular alrededor de las otras dos aleaciones, Ti-6Al-4V (2.038MPa) y Ti-15Zr (2.028MPa), ambos son más cercanos entre sí, con un 0.49% de diferencia, y quedan delimitados por los dos anteriores.

La media de las tensiones máximas sobre el hueso trabecular, que se muestran en la TABLA 5, fue de 2.039 ± 0.079 MPa mientras que la de las tensiones mínimas fue de 0.0377 ± 0.00055 MPa, es decir 2MPa de diferencia entre ambas. Cabe destacar la diferencia entre las medias de los valores máximos de tensión en hueso cortical (16.836MPa) y

trabecular (2.039MPa), que muestran que es el primero quien recibe principalmente los mayores niveles de tensión.

Al comparar las tensiones mínimas sobre el hueso trabecular de los modelos estudiados, no se encuentran grandes diferencias entre ellas quedando un poco más alejada la correspondiente al hueso trabecular alrededor del implante de Y-TZP (0.0385MPa) en comparación con las de Ti-6Al-4V (0.03771MPa), Ti-15Zr (0.03772MPa) y Ti-Nb-Zr (0.0371MPa).

6.1.3. En el implante

Los valores máximos y mínimos de tensión según von Mises, transferidos al propio implante, quedan recogidos en la TABLA 4.

El implante que mayor tensión recibió fue el fabricado en Y-TZP, con el mayor módulo de elasticidad de los implantes evaluados, mientras que el implante que recibió menor tensión fue el implante de aleación Ti-Nb-Zr de bajo módulo de Young.

Cuando se comparan entre si estos valores máximos de tensión, entre la del implante de Ti-Nb-Zr (76.673MPa) y la del Y-TZP (113.22MPa) hay una diferencia neta de 36.547MPa, lo cual porcentualmente supone una diferencia significativa de un 32.27%. Los valores máximos para las otras dos aleaciones, Ti-6Al-4V (91.23MPa) y Ti-15Zr (89.19MPa) son intermedias a las dos anteriores y con menor diferencia entre ellas (2.23% de diferencia).

La media de las tensiones máximas sobre los implantes, expresada en la TABLA5, fue de 92.578 ± 15.191 MPa, mientras que la de las mínimas fue de 0.766 ± 0.133 MPa, una diferencia de prácticamente 92MPa. Cuando se comparan la media de tensión máxima según Von Mises transferida a los implantes, con las del hueso, se observa que es prácticamente 6 veces mayor que la correspondiente al hueso cortical y hasta 46 veces del trabecular.

Al analizar las tensiones mínimas según von Mises sobre los cuatro implantes evaluados, no se encuentran diferencias importantes entre las de Ti-6Al-4V (0.748MPa), Ti-15Zr (0.726MPa) y Ti-Nb-Zr (0.638MPa), pero si ligeramente entre estas tres y la del Y-TZP (0.953MPa).

Material de fabricación		Tensión de Von Mises (MPa)		
		Cortical	Trabecular	Implante
Ti-6Al-4V	Mín.	0.14238	0.03779	0.748
	Máx.	16.945	2.038	91.23
Ti-15Zr	Mín.	0.14233	0.03772	0.726
	Máx.	16.924	2.028	89.19
Y-TZP	Mín.	0.1434	0.03851	0.953
	Máx.	16.206	2.142	113.22
Ti-Nb-Zr	Mín.	0.1416	0.03716	0.638
	Máx.	17.271	1.948	76.673

TABLA 4. Valores de magnitud de la tensión según Von Mises transferida al hueso cortical, hueso trabecular y al implante, expresados en MPa, en cada uno de los materiales de fabricación evaluados.

Localización		Tensión de Von Mises	
		Magnitud (MPa)	Desviación Estándar
Hueso Cortical	Mín.	0.1461	±0.00073
	Máx.	16.836	±0.449
Hueso Trabecular	Mín.	0.0377	±0.00055
	Máx.	2.039	±0.079
Implantes	Mín.	0.766	±0.133
	Máx.	92.578	±15.191

TABLA 5. Valores de tensión media máxima y mínima transferida al hueso cortical, hueso trabecular y a los implantes; y sus desviaciones estándar.

6.1.4. Características de la localización y distribución de tensión al sistema

Tras analizar los diagramas con escala de colorimetría de todos los elementos modelizados, en los cuatro supuestos evaluados, no encontramos diferencias significativas en cuanto a la localización y distribución de la tensión.

En los cuatro supuestos encontramos una distribución de la tensión prácticamente idéntica, localizándose el mayor porcentaje de tensión en el hueso cortical periimplantario crestal circundante al cuello del implante.

Sin embargo, el diagrama de colorimetría muestra que también se transfiere tensión al hueso localizado alrededor del ápice del implante, principalmente debido al componente axial de la carga aplicada al sistema. Atendiendo al color mostrado, esta tensión es sustancialmente menor a la que se transfiere al hueso crestal. Al igual que ocurría en el caso anterior, no encontramos diferencias significativas entre los cuatro modelos a evaluación.

En todos los supuestos también encontramos que la tensión transferida tanto al hueso cortical crestal como al trabecular apical se encontró localizado en la zona opuesta de la dirección del vector de carga, lo cual es lógico desde un punto de vista mecánico.

Las FIGURAS 13 a la 28 muestran la localización y distribución de la tensión a todos los elementos del sistema modelizado, para los 4 implantes evaluados: Ti-6Al-4V, Ti-15Zr, Y-TZP y Ti-Nb-Zr.

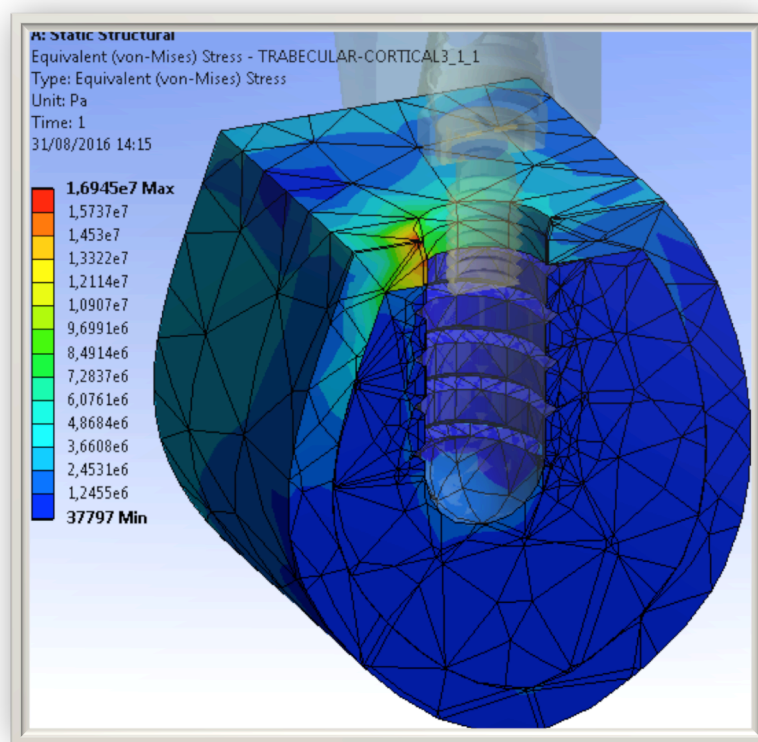


FIGURA 13. Distribución de tensión al modelo para el implante Ti-6Al-4V.

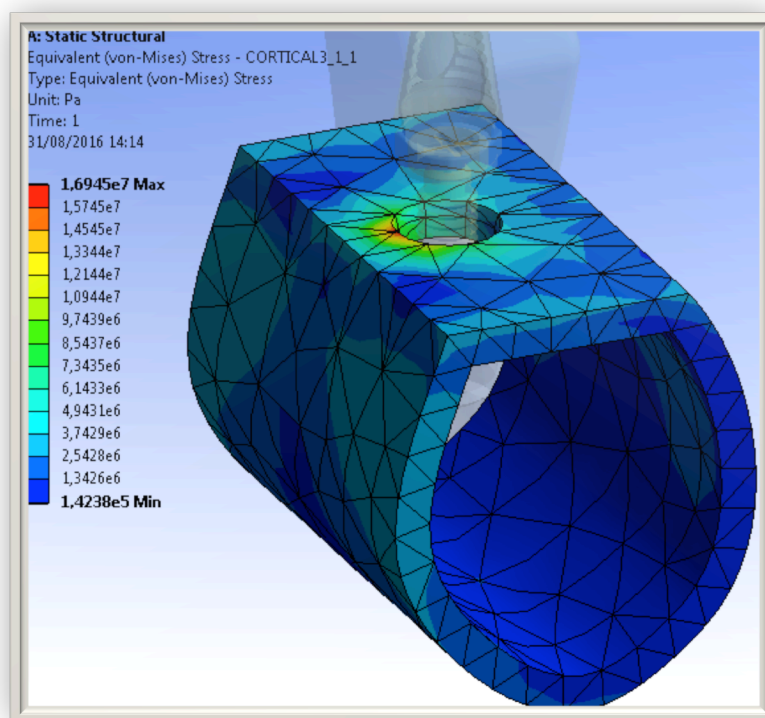


FIGURA 14. Distribución de tensión al hueso cortical para el implante Ti-6Al-4V.

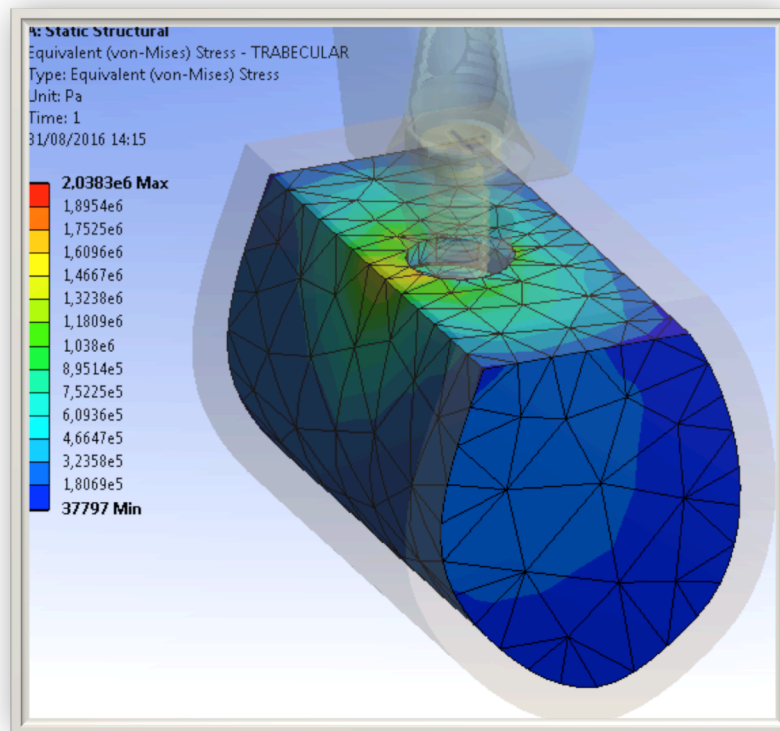


FIGURA 15. Distribución de tensión al hueso trabecular para el implante Ti-6Al-4V.

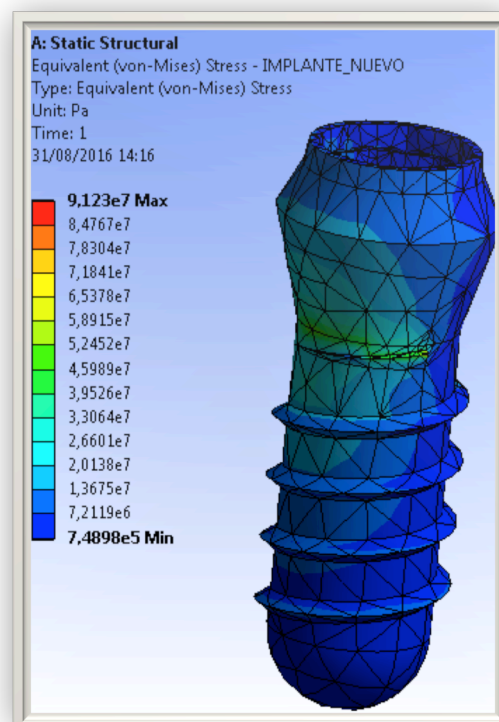


FIGURA 16. Distribución de tensión al implante de Ti-6Al-4V.

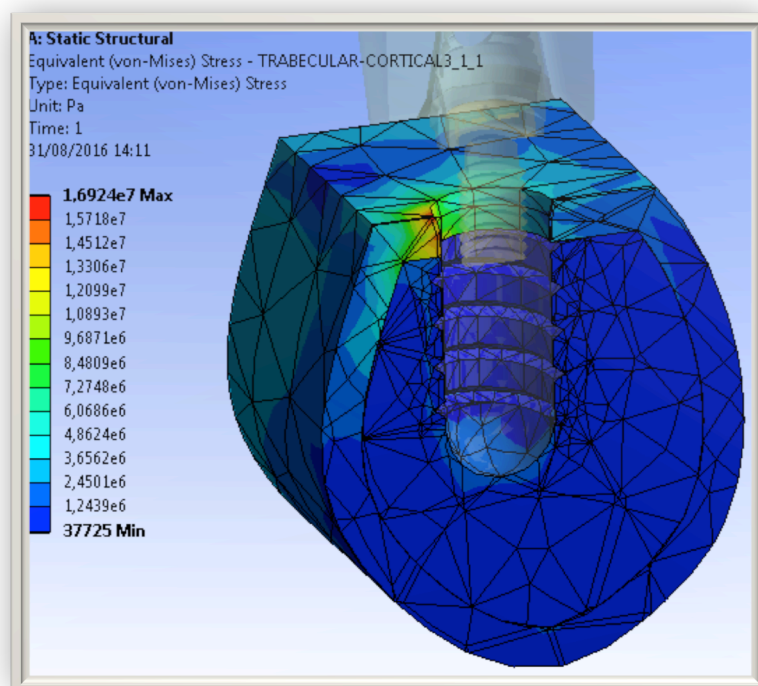


FIGURA 17. Distribución de tensión al modelo para el implante Ti-15Zr.

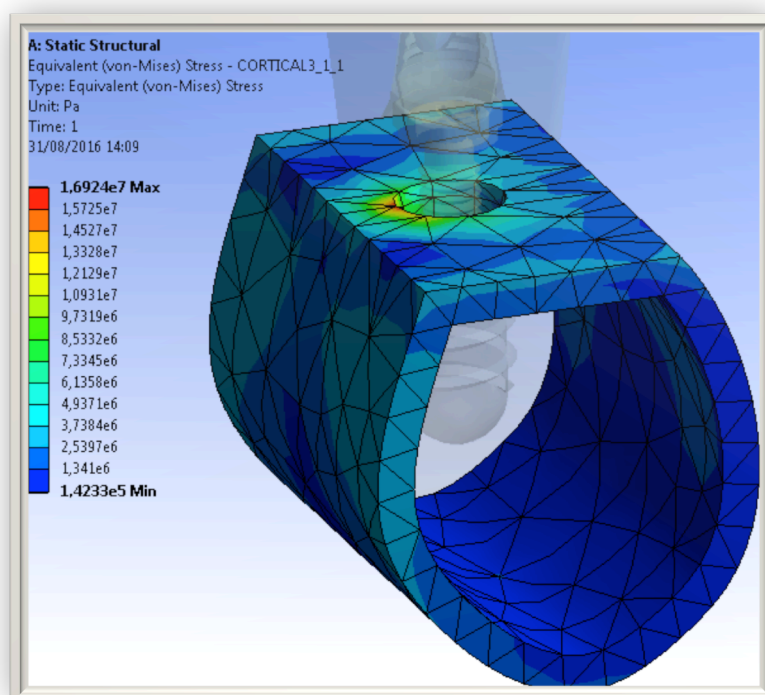


FIGURA 18. Distribución de tensión al hueso cortical para el implante Ti-15Zr.

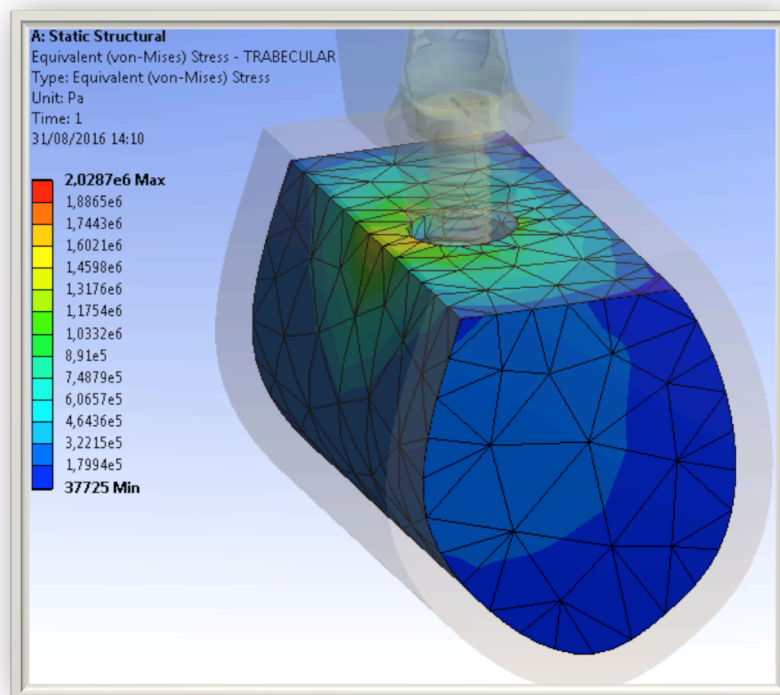


FIGURA 19. Distribución de tensión al hueso trabecular para el implante Ti-15Zr.

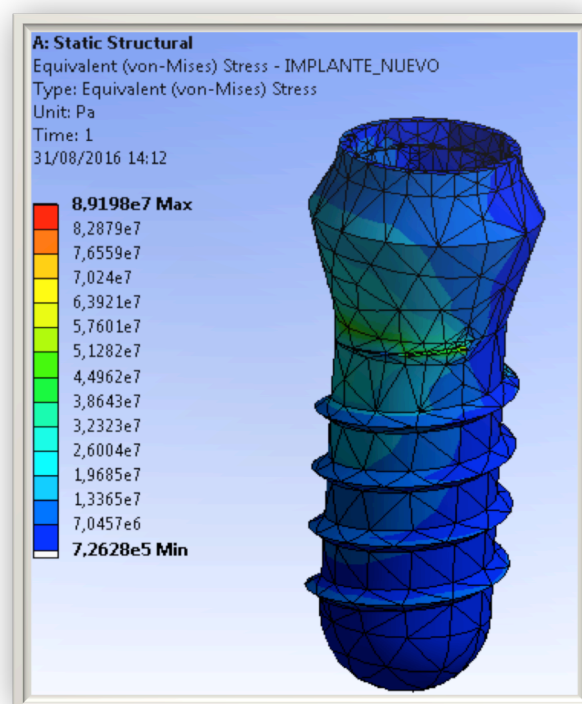


FIGURA 20. Distribución de tensión al implante de Ti-15Zr.

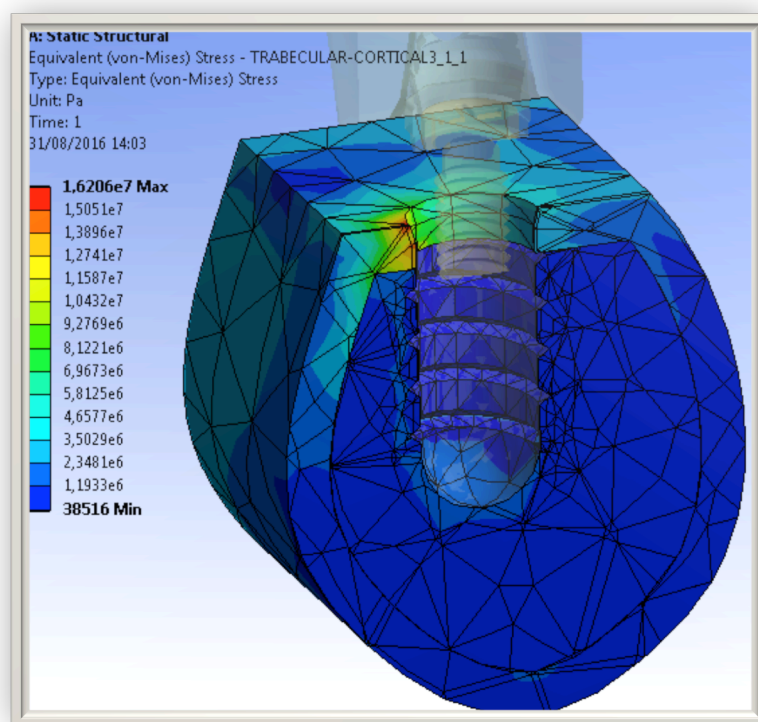


FIGURA 21. Distribución de tensión al modelo para el implante Y-TZP.

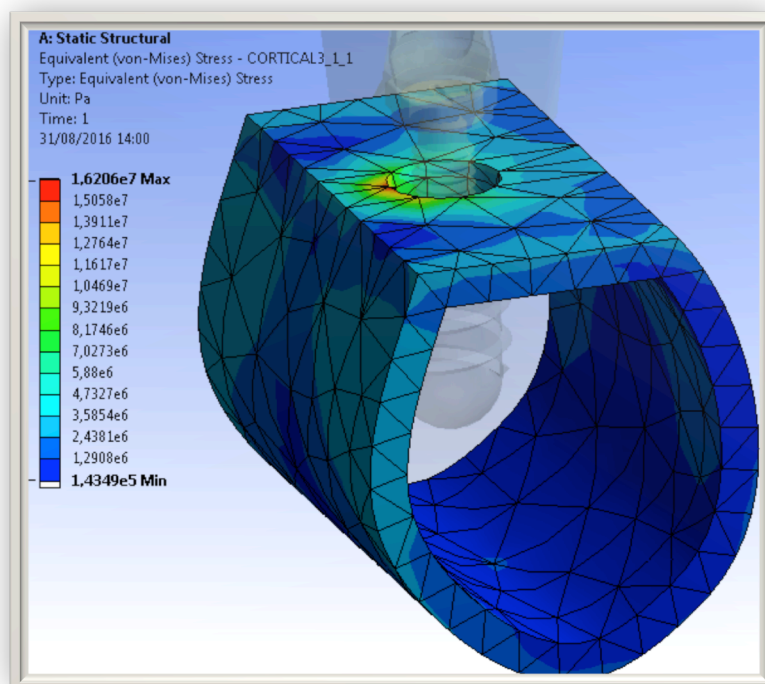


FIGURA 22. Distribución de tensión al hueso cortical para el implante Y-TZP.

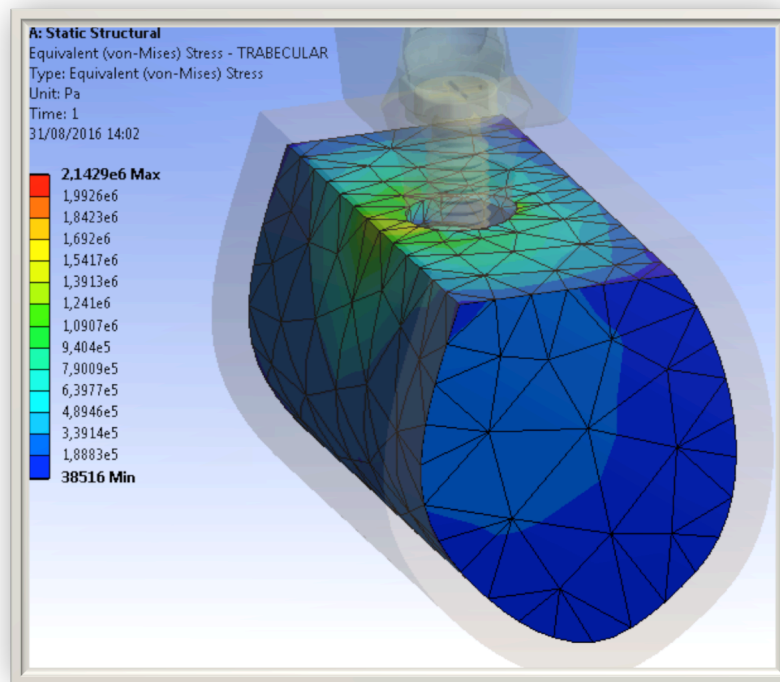


FIGURA 23. Distribución de tensión al hueso trabecular para el implante Y-TZP.

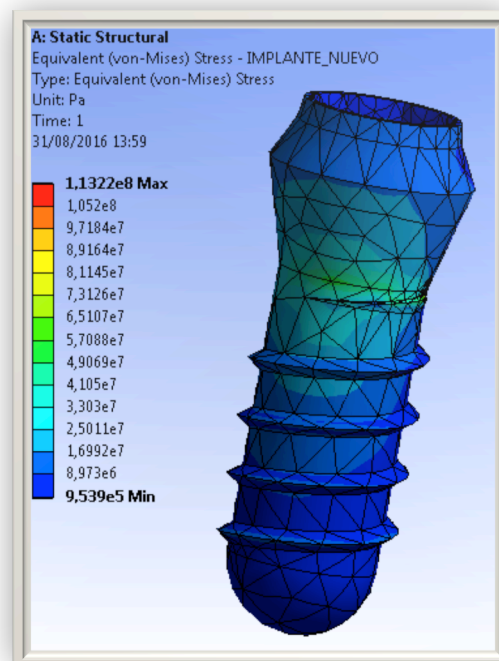


FIGURA 24. Distribución de tensión al implante de Y-TZP

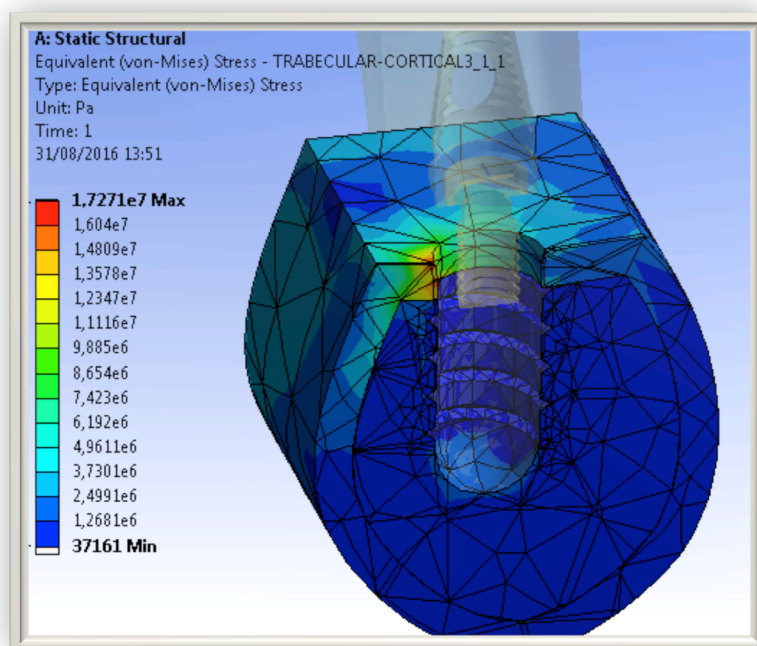


FIGURA 25. Distribución de tensión al modelo para el implante Ti-Nb-Zr.

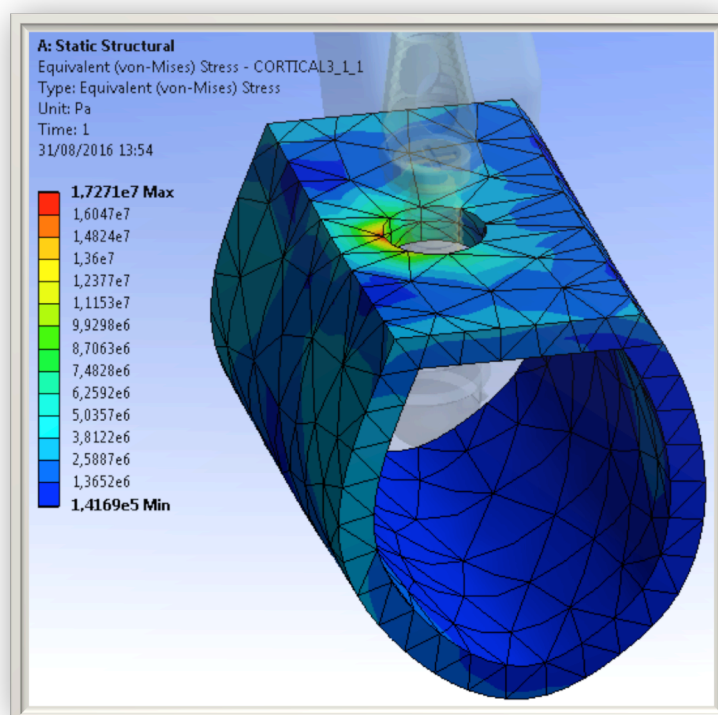


FIGURA 26. Distribución de tensión al hueso cortical para el implante Ti-Nb-Zr.

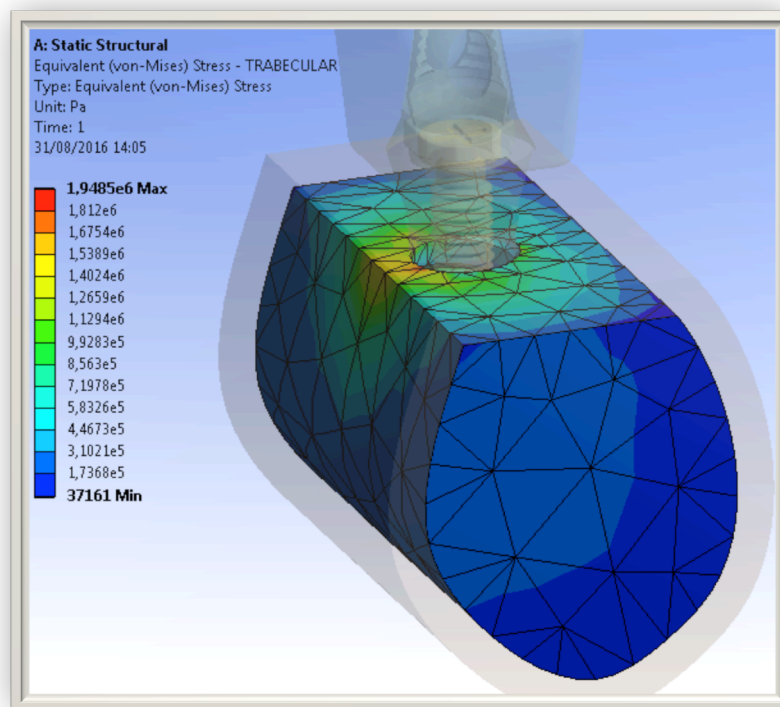


FIGURA 27. Distribución de tensión al hueso trabecular para el implante Ti-Nb-Zr.

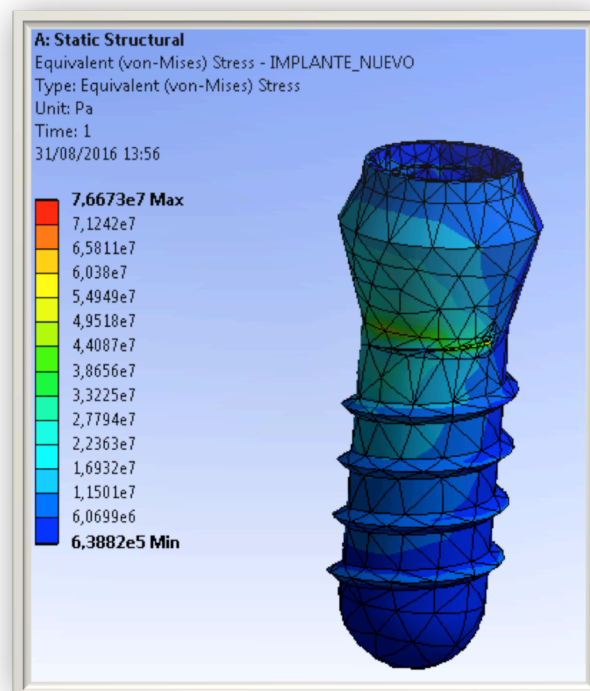


FIGURA 28. Distribución de tensión al implante de Ti-Nb-Zr.

6.2. Deformación

6.2.1. Del hueso cortical

Los valores máximos y mínimos de deformación del hueso cortical quedan recogidos en la TABLA 6.

En todos los materiales de fabricación evaluados la deformación mínima para el hueso cortical fue de $0\mu\text{m}$, por lo tanto, las únicas variaciones entre los cuatro modelos estudiados se encontraron en las deformaciones máximas.

La mayor deformación del hueso cortical al aplicar la carga simulada al sistema la sufrió el circundante al implante de Ti-Nb-Zr y la menor el hueso alrededor del implante cerámico de Y-TZP.

Si comparamos el valor de deformación máxima obtenido en las corticales alrededor del implante de Ti-Nb-Zr ($64.999\mu\text{m}$) y en las del implante Y-TZP ($59.971\mu\text{m}$), existe una diferencia neta entre ellas de $5.028\mu\text{m}$. Como ocurría en el caso de las tensiones, los valores de deformación obtenidos en el hueso cortical del implante de Ti-6Al-4V ($62.516\mu\text{m}$) y de Ti-15Zr ($62.797\mu\text{m}$) son también intermedios a las dos anteriores y muy similares entre sí con un 0.42% de diferencia.

La deformación máxima media de la cortical fue de $62.57\mu\text{m}$ y una desviación estándar de 2.058.

6.2.2. Del hueso trabecular

Los valores máximos y mínimos de deformación del hueso trabecular quedan recogidos en la TABLA 6.

Al igual que ocurría en el hueso cortical, la deformación mínima sobre el hueso trabecular fue de $0\mu\text{m}$ para todos los materiales de implantes evaluados, no siendo así para la deformación máxima existente.

De manera idéntica a lo acontecido en el hueso cortical, la mayor deformación del hueso trabecular, bajo las condiciones simuladas, se obtuvo en el circundante al implante de Ti-Nb-Zr y la menor el hueso alrededor del implante cerámico de Y-TZP.

Comparando el valor de deformación máxima obtenido en el hueso trabecular alrededor del implante de Ti-Nb-Zr ($62.441\mu\text{m}$) y del implante de Y-TZP ($58.745\mu\text{m}$), existe una diferencia neta entre ellas de $3.696\mu\text{m}$, es decir un 5.92% de diferencia. De nuevo, los valores obtenidos en el hueso cortical del implante de Ti-6Al-4V ($60.55\mu\text{m}$) y de Ti-15Zr ($60.77\mu\text{m}$) son intermedias a las nombradas y casi idénticas con un 0.36% de diferencia.

La deformación máxima media del hueso trabecular fue de $60.62\mu\text{m}$ y una desviación estándar de 1.51. Cabe destacar que, al contrario de lo que ocurría con las tensiones, las medias de deformación de ambos tipos de huesos, cortical ($62.57\mu\text{m}$) y trabecular ($60.62\mu\text{m}$) son semejantes.

6.2.3. Del implante

Los valores máximos y mínimos de deformación de los implantes quedan recogidos en la TABLA 6.

El implante que sufrió mayor deformación fue el fabricado en Ti-Nb-Zr con el menor módulo de elasticidad de los implantes evaluados, mientras que el implante que sufrió menor deformación fue el implante cerámico de Y-TZP, de alto módulo de Young.

Cuando se comparan entre si estos valores máximos de deformación, entre el del implante de Ti-Nb-Zr ($93.979\mu\text{m}$) y el del Y-TZP ($73.093\mu\text{m}$) hay una diferencia neta de $20.886\mu\text{m}$, lo cual porcentualmente supone una diferencia significativa de un 22.22%. Los valores máximos para las otras dos aleaciones, Ti-15Zr ($84.452\mu\text{m}$) y Ti-6Al-4V ($83.145\mu\text{m}$) son intermedios a los dos anteriores y con menor diferencia entre ellos (1.54%

de diferencia).

La media de la deformación máxima de los implantes fue de $83.667\mu\text{m}$ (sd 8.54), mientras que la de la mínima fue de $45.039\mu\text{m}$, una diferencia de $38.628\mu\text{m}$ (sd 0.5).

Al comparar las deformaciones mínimas sobre los cuatro implantes evaluados, no se encuentran diferencias importantes entre ellas con $45.711\mu\text{m}$ en el implante cerámico de Y-TZP, $45.006\mu\text{m}$ en el implante de Ti-6Al-4V, $44.947\mu\text{m}$ en el de Ti-15Zr y $44.492\mu\text{m}$ en el de Ti-Nb-Zr.

En la TABLA 6 se resumen los valores de deformación máxima y mínima en micras sufridas tanto por el hueso trabecular y cortical como por el propio implante para los cuatro materiales de fabricación evaluados.

Material de fabricación		Deformación (μm)		
		Cortical	Trabecular	Implante
Ti-6Al-4V	Mín.	0	0	45,006
	Máx.	62,516	60,55	83,145
Ti-15Zr	Mín.	0	0	44,947
	Máx.	62,797	60,77	84,452
Y-TZP	Mín.	0	0	45,711
	Máx.	59,971	58,745	73,093
Ti-Nb-Zr	Mín.	0	0	44,492
	Máx.	64,999	62,441	93,979

TABLA 6. Valores de deformación de cada elemento para cada material de fabricación del implante.

7.DISCUSIÓN

7.1. De la metodología: justificación y limitaciones.

7.1.2. Análisis de elementos finitos (AEF).

En nuestro ensayo hemos utilizado el análisis mediante elementos finitos, puesto que es una técnica contrastada desde hace décadas para resolver dudas mecánicas asociadas a la implantología oral.

Su origen, no obstante, fue el ámbito de la ingeniería, con el objetivo de resolver problemas físicos, ya que éstos se formulan mediante la resolución de una ecuación diferencial en derivadas parciales y de cuya solución es posible modelar el problema objeto de estudio.

El AEF en el campo de la implantología oral se utiliza principalmente en la evaluación del comportamiento biomecánico de la prótesis implantosoportada y los posibles factores influyentes en la distribución y cantidad de la tensión transferida al hueso de soporte. Para tal fin no es la única técnica empleada: también se utilizan modelos teóricos matemáticos, análisis fotoelásticos del estrés y los análisis mediante galgas extensiométricas.

El método fotoelástico empezó a utilizarse hace mucho tiempo. No obstante, su utilización permanece vigente y ha sido de gran importancia en los últimos 50 años. El principio del método es aprovechar la propiedad que tienen algunos sólidos transparentes. Algunas sustancias isótropas, cuyas propiedades ópticas no dependen de la dirección, pueden adquirir la característica de "birrefringentes temporales" u ópticamente activas por influencia de agentes externos. La birrefringencia variable, causada por los esfuerzos, hace que la luz aparezca con distinta intensidad en diferentes puntos de un modelo. La fotoelasticidad es una técnica experimental para el análisis de esfuerzo y deformaciones utilizada principalmente en elementos de geometría y/o condiciones de carga complejas. El principio de la fotoelasticidad se basa en el hecho de que en ciertos materiales

como los transparentes y birrefringentes temporales, cuando se someten a cargas se producen cambios en las propiedades ópticas del mismo, que son proporcionales a los esfuerzos generados por la carga que se aplica. Estos estudios son más complejos cuando es preciso determinar el estado tensional de una estructura cuya geometría no permite considerar que se trata de un régimen elástico plano, en cuyo caso es preciso acudir a la fotoelasticidad tridimensional (223, 224); aún así, varios estudios (225, 226) han demostrado la utilidad de la fotoelasticidad para determinar la distribución de la tensión transferida tanto en dientes naturales como en implantes.

Por otro lado, hay que considerar la extensiometría, que se basa en el uso de galgas extensiométricas, unos elementos de resistencia eléctrica unidos a un equipo de medición y registro. Es el único método capaz de realizar mediciones "in vivo" con el fin de cuantificar la tensión generada tras la aplicación de las cargas oclusales; aún así se emplean más en estudios "in vitro". Pesqueira en 2014 (227), validó con su revisión el uso de las galgas extensiométricas, no sólo en implantología oral si no en odontología en general. En el caso de las galgas empleadas en implantología, suelen ser uniaxiales o de roseta y suelen adherirse a los implantes, los pilares o la prótesis. En principio, estos estudios en vivo son más costosos y consumen más tiempo de investigación que los de elementos finitos (228, 229), pero tienen la ventaja de poder comparar los resultados obtenidos de manera experimental "in vitro" y en un modelo en vivo (230).

El AEF, como ya se ha comentado, pretende resolver un problema físico y determinar el comportamiento biomecánico de una estructura ante la aplicación de cargas. El inconveniente es que traslada una hipótesis clínica a un modelo matemático y por tanto requiere establecer simplificaciones y asunciones, de manera que es necesario conocer la precisión y grado de exactitud y comparabilidad del AEF (231).

En este sentido, varios estudios han desarrollado modelos experimentales en animales y los han comparado con el mismo ensayo modelizado mediante elementos finitos, para así evaluar la exactitud de los resultados de estos últimos. Es el caso del estudio ya comentado de Barbier de 1998 (185) en el que desarrollaron un estudio experimental in vivo sobre 5 perros beagle, en los que colocaron, a boca partida, dos implantes en cada hemimandíbula, rehabilitando sobre ellos una prótesis fija convencional de 3 piezas en una de ellas (con un pónico intermedio) y una de 4 piezas (con un pónico intermedio y cantilever distal) en la otra. Los implantes tuvieron un periodo de osteointegración de 3 meses y de carga y función de 7 semanas. Posteriormente se sacrificó a los perros y se realizó un estudio histológico. Paralelamente se desarrolló un estudio mediante elementos finitos en 3 y 2 dimensiones, modelando el mismo tipo de prótesis y disposición de implantes. Los resultados demostraron una elevada correlación entre las zonas de transferencia de estrés calculadas por elementos finitos y las zonas de presencia de remodelado óseo en el modelo animal comparativo. El problema de este estudio y de otros de diseño semejante es que comparan resultados cuantitativos (los de los elementos finitos) con cualitativos (los histológicos de los experimentales in vivo).

En ocasiones, se han comparado los resultados de los AEF con los otros métodos de evaluación de la tensión. Varios estudios que comparan los resultados del uso de galgas extensiométricas con el uso de elementos finitos, encuentran resultados coincidentes entre ellos. (232, 233, 234) Cabe destacar el estudio de Eser en 2009 (234). En dicho trabajo, se colocaron cuatro implantes en el maxilar edéntulo de cuatro cadáveres. Se colocaron dos galgas extensiométricas de roseta sobre el hueso cortical vestibular entre los implantes y se aplicó una fuerza axial de 100N. A su vez se crearon cuatro modelos de AEF no lineales, individualizados para cada uno de los cuatro sujetos. Finalmente se compararon los resultados

de uno y otro método. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas, en los valores de deformación del hueso de soporte, entre los métodos empleados.

Por su parte, se han encontrado resultados menos coincidentes en otros estudios, cuando se comparan el uso de la fotoelasticidad tridimensional y los resultados de AEF (235, 236).

Más recientemente se han evaluado en varios estudios los tres métodos: fotoelasticidad, galgas y AEF, y la correlación en sus resultados, cuando se aplican a los mismos modelos (237, 238). De nuevo, concluyen que existe una mayor correlación entre los resultados de AEF y las galgas extensiométricas.

Resumiendo, la fotoelasticidad aporta muy buena información cualitativa de la distribución de las tensiones, es decir, de la localización general y concentración de la tensión, pero aportan una información cuantitativa limitada. Por su parte, las galgas extensiométricas sólo aportan información cuantitativa y específicamente en el área donde son adheridas. Por su parte, el AEF puede calcular tensión, su distribución e incluso desplazamiento y deformación, pudiendo además modificar de manera sencilla ciertos parámetros del ensayo, para aumentar los objetivos del mismo.

En nuestro caso, debido a la imposibilidad de realizar experimentación in vivo con fotoelasticidad o extensimetría para determinar esa transferencia de tensión a los componentes del sistema prótesis-implante-hueso, se decidió utilizar el AEF sabiendo que en la actualidad es el método más utilizado para el análisis de la tensión tanto en ciencia como en industria.

7.1.3. Del espécimen modelizado

Como ya se ha apuntado anteriormente, los resultados del AEF dependen de varios factores del modelo, como son las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno, la cantidad de elementos que compongan dicho modelo y las interfaces entre los elementos, etc... (239, 142)

En lo que respecta al modelo óseo utilizado en nuestro ensayo, fue idéntico en los cuatro supuestos estudiados, por un lado para ahorrar tiempo y modelado y sobre todo para facilitar la comparación entre las variables de estudio. En nuestro caso no se modelizó la mandíbula completa si no exclusivamente un bloque de 23mm de alto y 12mm de ancho; sabemos que de esta manera se facilita el análisis y no afecta de manera significativa a la precisión de los resultados en términos de magnitud y distribución de la tensión, ya que la sección ósea modelada en nuestro caso no vulnera los límites menores de 4,2mm a mesial y a distal del implante modelizado, como indican los estudios (239, 214). Aún así, actualmente es posible realizar el modelado de manera más exacta mediante técnicas avanzadas de imagen gracias a tomografías o resonancias (232, 240).

El tipo de hueso modelizado correspondía a un hueso tipo 2 de la clasificación de Lekholm y Zarb de 1985 (215), con una capa relativamente ancha de hueso cortical, que rodea un hueso trabecular denso. Según Misch (4), el hueso tipo 2 se suele encontrar en la zona mandibular posterior.

En cuanto al implante, se escogió como modelo uno de conexión interna de 10mm de longitud, 4,1mm de diámetro y 4,8mm de plataforma y un cuello pulido de 2,8mm. En cualquier caso podría haberse modelado cualquier otro tipo de implante ya que, ni el diseño macroscópico del implante ni su posición tridimensional en el hueso, variaban entre los

supuestos a estudio y por tanto no era una variable a evaluar. Este diseño de implante es de los más utilizados en AEF de prótesis implantosoportadas y por otro lado sus dimensiones (4mm de diámetro x 10mm de longitud) son consideradas estándar por ciertos estudios y adecuadas para un comportamiento biomecánico óptimo (138, 241).

Para el diseño de la prótesis se modeló una rehabilitación mediante corona unitaria metalcerámica, con un núcleo de 1mm de aleación metálica de cromo-cobalto y un recubrimiento de 1 a 2mm de espesor de cerámica feldespática. Se optó por una forma de la corona relativamente sencilla de modelar similar a lo que podríamos encontrar en un premolar inferior; por tanto, no se realizó un modelado exacto de la anatomía de un premolar inferior, por un lado para simplificar y ahorrar tiempo en el modelado y por otro porque conforme al Principio de Saint Venant, no debe influir en ningún momento en los resultados de tensión transferida al hueso y al implante. Efectivamente, este principio sostiene que en el análisis de elasticidad es posible explicar distribuciones de tensiones complicadas o condiciones de contorno débiles mediante otras más sencillas de tratar matemáticamente, siempre y cuando el contorno esté suficientemente alejado.

Con respecto al pilar y al tornillo que fija dicho pilar al implante, se utilizó un pilar para cementar recto ya que es el que mejor adaptación tiene a la conexión interna del implante y además presenta buen ajuste pasivo (242).

En cuanto a la unión entre el pilar y la prótesis, se simplificó y se asumió un ajuste pasivo del 100% con un contacto íntimo; por tanto se obvió la capa del medio cementante de retención, que debe existir entre el pilar y el retenedor. Tampoco se tuvo en cuenta la precarga del tornillo del pilar, con el fin de disminuir el tiempo y coste del modelado y facilitar el AEF (243, 78). Estas simplificaciones no son diferentes de las que se asumen

en la mayoría de los AEF que hemos encontrado en la literatura (115, 229, 244).

Todos los materiales se asumieron como homogéneos, isotrópicos y con elasticidad lineal (79). Esta es otra de las simplificaciones asumidas, porque, por citar un ejemplo, el hueso, tanto trabecular como cortical, es en realidad heterogéneo y anisótropo, y se comporta de diferente manera cuando es sometido a fuerzas de compresión y tensión. Sin embargo, según algunos autores, las diferencias de la distribución de la tensión y la deformación en nuestro ensayo, al realizar esta simplificación es casi imperceptible (245, 246). Aún así, otros autores ven inviable cambiar las características naturales y reales del sistema y observan diferencias significativas entre considerar materiales isotrópicos y anisotrópicos (247).

Otra simplificación utilizada fue la de suponer una osteointegración ideal y exacta entre el hueso, tanto cortical como trabecular y el implante existiendo un contacto del 100% entre ambos materiales, situación que obviamente es improbable conseguir a nivel clínico. Varios estudios (248) determinan que el porcentaje de superficie de contacto entre el hueso y el implante no influye en los niveles de tensión bajo cargas axiales y no axiales en AEF y por tanto varios AEF realizan esta simplificación al igual que en el caso de nuestro estudio (249). Aún así otros autores obtienen conclusiones contrapuestas y observan diferencias significativas de transferencia de tensión dependiendo del grado de osteointegración o de contacto hueso implante (250). En este sentido, algunos autores (229, 244) modelan dos tipo de hueso cortical y trabecular, incluyendo un hueso transicional con unas propiedades elásticas diferentes del resto del hueso modelizado. Este hueso transicional posee 1mm de espesor en contacto directo e íntimo con el implante, simulando así las condiciones más reales de un hueso en proceso de curación.

En cuanto al número de elementos que componen el modelo de AEF,

parece ser que cuanto mayor sea este número, mayor precisión de los resultados (239). En nuestro caso, el número de elementos es el suficiente para obtener resultados precisos permitiendo la obtención y procesamiento de datos en un tiempo razonable.

Las propiedades de los materiales de los elementos modelizados dentro del sistema (aleaciones de Ti-6Al-4V, aleación Ti-Nb-Zr, Y-TZP, hueso cortical y trabecular, aleación Cr-Co y cerámica feldespática) fueron obtenidas según lo descrito en la literatura (152, 12, 115, 55). En lo que respecta a las propiedades de la aleación Ti-15Zr, fueron las únicas no encontradas en la literatura y por tanto fue necesario la realización de un ensayo adicional para su tipificación, a efectos de poder ser empleadas en nuestro AEF. Para cumplir este primer objetivo, se ha empleado un método de análisis mediante ultrasonidos. Hubiera sido más adecuado el haber realizado la caracterización mecánica mediante ensayos de tracción normalizados bajo la norma ASTM-E8 "Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials". No obstante, la dificultad de conseguir probetas cilíndricas de la aleación Ti15Zr con la geometría adecuada, han hecho imposible la aplicación de este método. Aunque esto pueda parecer una limitación, el método ultrasónico es una de las técnicas no destructivas de evaluación de las características de los materiales más utilizadas en ingeniería e incluso aplicada de manera específica a las aleaciones de titanio (251). Los resultados de este ensayo de ultrasonidos mostraron que el módulo de Young y el coeficiente de Poisson, obtenidos para la aleación Ti-15Zr ($E=104\text{GPa}$ y $\nu=0.33$ respectivamente), son muy similares a las propias de la aleación Ti-6Al-4V ($E=110\text{GPa}$ y $\nu=0.35$). Por otro lado, esos resultados pueden considerarse coherentes, si se tienen en cuenta los valores propios de las propiedades elásticas del Titanio y del zirconio metálico que se emplean en esta aleación, $E=110\text{GPa}$ y $\nu=0.35$ y $E=94.5\text{GPa}$ y $\nu=0.34$, respectivamente.

En la literatura actual existen trabajos que evalúan el límite elástico de la

aleación Ti-15Zr, obteniendo valores de 953MPa, que son un 10-15% mayor que el de la aleación Ti-6Al-4V (252). Por tanto, aunque ambas aleaciones tienen propiedades similares en cuanto a módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson, el límite elástico de la aleación Ti-15Zr es mayor debido a una mejor mezcla de los componentes de la aleación, además de por la deformación en frío y por tanto un tamaño del grano menor que para la aleación Ti-6Al-4V. Ahora bien, según los datos obtenidos en nuestro AEF, el comportamiento biomecánico de un implante de aleación Ti-15Zr y Ti-6Al-4V es muy similar, tanto en magnitud y distribución de la tensión como en deformación del sistema hueso-implante, cuando se les somete a una carga que simula la funcional. El límite de la aleación binaria es mayor y eso significa que poseerá mayor resistencia a la deformación plástica y a la fractura del implante, lo cual por otro lado constituye una complicación infrecuente en la práctica clínica, de entre un 0.18 y un 0.7% de las complicaciones mecánicas, según ciertos estudios de revisión al respecto (69, 71).

7.1.4. De los ensayos y procedimientos

El ensayo consistió en la aplicación de una carga, que simulaba la funcional en un sector posterior mandibular, sobre el sistema implante-prótesis modelizado y la recopilación de los datos en cuanto a magnitud y distribución de la tensión al terreno de soporte (hueso cortical y trabecular, y al propio implante).

La carga utilizada en nuestro caso fue de 150N de magnitud, basándonos en los trabajos de Watanabe (85).

La carga aplicada fue estática y no dinámica, como en la mayoría de los AEF, ya que al estudiar en un momento concreto la tensión y la deformación existentes en el sistema, una carga estática nos otorga resultados correctos suficientes sin necesidad de aplicar una carga dinámica, lo que aumentaría el tiempo y el coste del procedimiento. Aún

así, sabemos que en la función normal del sistema estomatognático se producen ambos tipos de cargas, estáticas y dinámicas. Las cargas dinámicas suelen acontecer en los movimientos funcionales de masticación, deglución y fonación, mientras que las cargas estáticas son más comunes como resultado de una parafunción, como el bruxismo (253).

Se escogió como punto de aplicación de la carga, la fosa central de la restauración modelizada, simulando la anatomía de un premolar inferior. Aunque sabemos que los contactos existentes con la arcada antagonista no son puntiformes con un solo contacto en una única localización, si que existe un contacto predominante en cuanto a magnitud coincidente con la fosa central y por tanto se escoge este punto único de aplicación de carga simplificando el procedimiento (254, 255).

Esta magnitud y aplicación de la carga es más fácil de asumir en nuestro ensayo, al ser un modelo de implante unitario, mientras que en AEF de tramos más grandes, que involucran implantes colocados en localizaciones distintas dentro de la arcada, supone una aplicación de la carga oclusal distinta en cada una de las localizaciones, aumentando el módulo de ésta conforme nos desplazamos hacia zonas posteriores de la arcada (85, 256).

La angulación y dirección de la carga aplicada en nuestro ensayo fue de 6 grados respecto al eje axial del implante y con dirección de vestibular a lingual. Esta angulación y dirección se escoge para simular de la manera más exacta lo acontecido en una oclusión fisiológica (85), donde existen tanto un componente axial como uno oblicuo de las cargas oclusales. La dirección lingual de la carga aplicada es la resultante existente en la arcada inferior asumiendo una relación intermaxilar ideal de clase I de Angle (257), tanto sagital como horizontal.

Varios AEF de implantes unitarios de zona mandibular posterior coinciden con nuestro ensayo en las características de magnitud, aplicación, angulación y dirección de la carga aplicada. La mayoría de las discrepancias observadas en otros ensayos se encuentran en la magnitud de la carga empleada, encontrando variaciones desde los 100N hasta los 300N (258, 259). Por esto se utilizó una magnitud de 150N, carga cercana a los valores medios de fuerza masticatoria normal en la región premolar de un adulto (86).

También se encuentran diferencias en cuanto a la angulación de la carga aplicada; en varios de los ensayos utilizan como referencia el plano oclusal y no el eje axial del implante. En los casos que como nosotros, utilizan este último, hacen uso de angulaciones desde 0 hasta 60 grados (115, 260). Ocasionalmente estas diferencias pueden responder al tipo de diente modelizado en el ensayo. Efectivamente, la angulación aumenta conforme nos desplazamos a mesial en la arcada; es mayor en sectores anteriores con predominio de cargas oblicuas, mientras que la angulación es menor en sectores posteriores, con predominio de cargas más axiales.

En la dirección de la fuerza es donde más coincidencias se encuentran con otros AEF, asumiéndose una dirección de vestibular a lingual en un sector posterior mandibular (261, 262).

7.2. Sobre los resultados obtenidos.

7.2.1 Sobre la magnitud y distribución de la tensión a los implantes y hueso periimplantario.

7.2.1.1 Magnitud de tensión transferida a los implantes.

En nuestro AEF los resultados muestran una mayor tensión transferida al implante de Y-TZ con 113.22MPa frente a la menor tensión que se

observó sobre el implante de Ti-Nb-Zr con 76.673MPa. Valores medios se encontraron en los implantes de Ti-6Al-4V y Ti-15Zr, prácticamente idénticos entre ellos dos.

Por tanto, en este sentido el implante cerámico de Y-TZP, el menos elástico y con módulo de Young más alto, parece ser el que absorbe mayor tensión, de todos los implantes utilizados y el implante más elástico con menor módulo de Young, el de aleación Ti-Nb-Zr parece ser el que menos tensión absorbe tras la aplicación de carga.

Encontramos resultados similares en otros estudios que comparan el comportamiento biomecánico de implantes de titanio frente a implantes de zirconia (48, 47, 46, 263).

En este sentido Cağlar en 2011 (48) obtiene mayores tensiones en los implantes de zirconia en comparación con implantes de aleación Ti-6Al-4V, al someter al sistema a cargas oblicuas similares a la carga que utilizamos en nuestro AEF. Sin embargo, ante la aplicación de cargas exclusivamente horizontales, obtiene resultados similares de tensión transferida a los dos tipos de implantes (Y-TZP y Ti-6Al-4V). Esta variación de los resultados del estudio de Cağlar en cuanto a la tensión transferida a los implantes ante la aplicación de cargas oblicuas o exclusivamente horizontales puede deberse a que, aunque las cargas en cada supuesto eran iguales, el diseño de cada uno de los implantes no lo era. Por tanto, el diseño macroscópico del implante puede influir en la tensión que este absorbe ante la aplicación de carga.

En nuestro caso, al utilizar un mismo diseño de implante modelizado y misma carga en todos los supuestos, variando exclusivamente las características elásticas del material de fabricación del implante, evitamos introducir sesgos de interpretación en los resultados de tensión transferida a los implantes.

En este sentido, Bankoğlu en 2016 (47), compara el comportamiento biomecánico de implantes de Y-TZP frente a Ti-6Al-4V con un mismo diseño de implante en ambos casos y encuentra resultados similares a nuestro AEF aunque de valores mayores, obteniendo una tensión de 209.36MPa para el implante cerámico y 135.88MPa para el de Ti-6Al-4V. En este caso, observamos mayor magnitud de tensión transferida a ambos implantes que en nuestro AEF; esto tiene su respuesta en que el modelo del estudio de Bankoğlu se localiza en la zona anterior del maxilar superior donde encontramos mayor componente horizontal de las cargas oclusales, que probablemente desarrollen un momento mayor, en comparación con la localización posteroinferior escogida en nuestro caso, donde existe un mayor componente axial de las cargas.

Resultados similares obtiene Bal en 2013 (46), con mayor tensión (191.45MPa) transferida al implante de Y-TZP frente a la transferida al implante de Ti-6Al-4V (144.96MPa), en un modelo de dientes anteriores, similares al AEF de Bankoğlu (47).

Por otro lado Osman en 2013 (263) continúa con la misma corriente de resultados pero con una menor diferencia de tensión transferida entre ambos materiales, Y-TZP (87.99MPa) y Ti-6Al-4V (87.7MPa). Esta reducción de las diferencias entre las tensiones entre ambos materiales de fabricación del implante con respecto a nuestro AEF no son fácilmente comparables, debido a que la prótesis modelizada por Osman es una sobredentadura y difiere demasiado de la nuestra y de los AEF citados con anterioridad, que son prótesis fijas metalcerámicas.

7.2.1.2 Magnitud de tensión transferida al hueso periimplantario.

Según los resultados obtenidos en nuestro AEF, la mayor tensión transferida al hueso cortical periimplantario se observó en el modelo con el implante más hiperelástico, de aleación Ti-Nb-Zr con 17.27MPa y la menor tensión en el mismo hueso cortical para el implante cerámico, y por tanto

menos elástico, con 16.20MPa.

En este sentido, parece existir una relación inversa entre el módulo de elasticidad del implante con la tensión transferida al hueso cortical, es decir, cuanto menor es el módulo de Young del implante más tensión se transfiere al hueso cortical circundante al mismo.

Lo contrario ocurre en el hueso trabecular, donde la mayor transferencia de tensión se produce en el circundante al implante de Y-TZP con 2.14MPa y la menor tensión transferida se localiza en el hueso trabecular periimplantario de la aleación hiperelástica de Ti-Nb-Zr con 1.94MPa. No obstante, es preciso reconocer que cuando se comparan los valores máximos y mínimos de tensión sobre el hueso, el trabecular recibe mucha menos que el cortical, prácticamente 8 veces menos.

En resumen, el hueso más rígido (cortical) recibe menos tensión en relación con un implante de comportamiento más rígido y al contrario, el hueso más elástico (trabecular) recibe menos con un implante de comportamiento más elástico, aunque como hemos apuntado en el párrafo anterior, no han de obviarse los valores netos en uno y otro tipo de hueso.

Estos mismos resultados son obtenidos por diversos estudios de elementos finitos de objetivos y diseño similar al nuestro (46, 47, 263). Bal y colaboradores (46), encuentran menor tensión transferida al hueso cortical al utilizar un implante cerámico frente a uno de aleación Ti-6Al-4V (10.91MPa frente a 11.63MPa respectivamente). También obtiene resultados semejantes a los nuestros en cuanto a la tensión transferida al hueso trabecular, donde la menor tensión la transfiere el implante de Ti-6Al-4V frente al de Y-TZP (1.22MPa frente a 1.53MPa respectivamente). Estas diferencias de tensión son menos evidentes que las obtenidas en nuestra comparación entre el implante de Y-TZP y el de aleación Ti-Nb-Zr, y esto tiene que responder a que la diferencia entre los módulos de

elasticidad de estas dos aleaciones y las del Ti-6Al-4V e Y-TZP, son mucho mayores.

Por otro lado, el ensayo de Cağlar en 2011 (48) obtiene similares resultados en lo referente al hueso cortical: el implante cerámico de alto módulo de elasticidad transfiere prácticamente la mitad de tensión al hueso cortical que el implante de Ti-6Al-4V. En este aspecto, sus resultados son comparables a los nuestros. Sin embargo, al contrario que en el nuestro, en este trabajo se obtiene de nuevo menor tensión transferida al hueso trabecular para el implante de Y-TZP; aún así las diferencias existentes entre implantes en cuanto a la tensión transferida al hueso trabecular son mucho menores que para el hueso cortical.

7.2.1.3 Distribución de la tensión al hueso periimplantario.

En cuanto a la distribución de la tensión al hueso periimplantario, no encontramos en nuestro AEF diferencias significativas entre los cuatro materiales de fabricación evaluados.

La tensión en los cuatro casos se localiza principalmente en el hueso cortical periimplantario más coronal circundante al cuello del implante, encontrando también cierta cantidad de tensión transferida al hueso trabecular circundante al ápice del implante.

Esta distribución concuerda con los resultados y las teorías de varios estudios (138, 221, 264) que postulan que la tensión transferida al hueso periimplantario ante la aplicación de una carga oclusal se localiza en su mayor parte en la porción cortical coronal.

En nuestro caso en concreto, al ser un implante rehabilitado mediante corona unitaria, la distribución de la tensión al hueso depende de varios factores, como son la densidad ósea, cargas oclusales y las características del propio implante.

El primero es la densidad ósea. Algunos autores sostienen que cuanto menor sea la densidad ósea, mayor dispersión de la tensión hacia el ápice del implante encontraremos (138). En nuestro caso, al haber modelizado un hueso tipo 2 con presencia de cortical coronal de propiedades elásticas bastante más rígidas que el trabecular, la tensión se dispersa en un bajo porcentaje hacia el ápice.

En segundo lugar, depende de las cargas oclusales. En cuanto a dirección y punto de aplicación, bajo cargas predominantes axiales la tensión tiende a localizarse en el hueso cortical periimplantario coronal y al cuello del implante, más aún en implantes cilíndricos, de menor diámetro y longitud. Por otro lado, bajo cargas más horizontales u oblicuas la tensión se concentra principalmente en la zona de contacto del cuello del implante en relación a la cortical ósea opuesta a la resultante de la fuerza, como ocurre en los cuatro casos evaluados en nuestro AEF donde la tensión se localiza en la porción coronal de la cortical lingual al llevar la carga una dirección vestibulolingual. En cuanto a la intensidad de la carga, cuanto mayor sea la carga, mayor será la intensidad de la fuerza y por tanto mayor también la tensión transferida (265, 266, 267, 268, 269).

Por último, esta distribución de la tensión depende de la disposición del propio implante y de su diámetro y longitud, disminuyendo la tensión en el hueso cortical a medida que aumenta el diámetro del implante, y siendo la longitud influyente en la dispersión por el hueso trabecular (142, 270, 271). En nuestro AEF, estos aspectos propios al implante no influyeron, ya que en los cuatro casos evaluados se utilizó el mismo diseño modelado de implante, tanto en longitud como diámetro.

Nuestro ensayo, pese a haber mostrado diferencias respecto a las magnitudes de tensión y deformación en hueso e implantes para las diferentes aleaciones a estudio, no las ha encontrado en absoluto en lo que respecta a su distribución. Posiblemente, aunque la aleación

hiperelástica tiene un módulo de Young más parecido al del hueso cortical ($E=71\text{GPa}$ y $E=\text{GPa}15$) siguen siendo notablemente diferentes, como también ocurre con el del cemento de un diente natural. En este sentido, existen estudios que demuestran que el cemento radicular presenta diferencias en su módulo de elasticidad dependiendo de su localización principalmente apico-coronal; cuanto más apical, menor módulo de elasticidad presenta. El cemento radicular coronal posee un módulo de Young medio de 8.7GPa pudiendo llegar hasta los 10GPa , mientras que el cemento radicular apical tiende a ser más elástico con un módulo de elasticidad medio de 3.7GPa pudiendo llegar a los 1.66GPa (272, 273).

Comparando la elasticidad del cemento radicular con la propia del hueso, no existen grandes diferencias entre un hueso cortical (15GPa) y un cemento coronal (de hasta 10GPa), y un hueso trabecular (1GPa) y un cemento apical (de hasta 1GPa). Por tanto, el cemento radicular coronal localizado próximo a un hueso cortical tiende a tener un mayor módulo de elasticidad que aquel cemento apical localizado próximo a un hueso trabecular, con bajo módulo de elasticidad también. Aún así, estos módulos de elasticidad del cemento radicular distan mucho de cualquiera de los módulos de las aleaciones estudiadas.

En este sentido, y como ya se ha comentado, esta distribución característica de la tensión al hueso periimplantario coronal responde al principio del “análisis de haz complejo”, enunciando que cuando dos materiales con módulos de elasticidad relativamente distintos, como el del hueso y el implante, se ponen en contacto y se les aplica una carga, el mayor contorno de tensión se localiza en el primer punto donde ambos materiales se ponen en contacto. Por tanto, en el sistema hueso-implante este primer punto coincide con el hueso marginal periimplantario coronal (191).

Finalmente, otros trabajos de elementos finitos, con objetivos diferentes al

nuestro, donde se evalúa el comportamiento biomecánico de distintos diseños macroscópicos de implante y de conexión protésica, sí que encuentran mayores diferencias en la distribución de la tensión, tanto al implante como al hueso periimplantario, obteniendo un mejor comportamiento los implantes de mayor diámetro y de conexión interna (274, 275, 276).

7.2.2 Sobre la deformación de los implantes y del hueso periimplantario.

7.2.2.1 Deformación de los implantes.

Evaluando los resultados obtenidos tras el AEF se observó una mayor deformación del implante de aleación Ti-Nb-Zr con $93.97\mu\text{m}$, mientras que el implante que menos deformación obtuvo fue el fabricado en Y-TZP con $73.09\mu\text{m}$.

En este punto es necesario relacionar la tensión transferida a los implantes con la deformación que sufren. En nuestro AEF el implante que mayor tensión absorbe y a su vez el que menos se deforma es el implante con alto módulo de elasticidad, de Y-TZP. Al contrario ocurre con el implante hiperelástico de Ti-Nb-Zr, que recibiendo aproximadamente un 35% menos de tensión que el implante de Y-TZP, se deforma más de un 20% más que el mismo. Este hecho, responde a la Ley de Hooke, $\sigma=E\cdot\varepsilon$, que determina que, dentro del límite de proporcionalidad, la deformación depende directamente del módulo de elasticidad del material y de la tensión a la que está siendo sometido. En este sentido, materiales con altos módulos de Young son menos deformables que aquellos con comportamientos más elásticos.

Sin embargo, nuestros resultados de tensión/deformación, conducen a su vez a deducir que existe una relación directa entre el módulo de elasticidad del material de fabricación del implante y la transferencia de tensión al propio implante y en definitiva que un implante más rígido,

presenta un comportamiento más tenaz que uno de elasticidad mayor, absorbiendo más energía y deformándose menos. La tenacidad, entendida como la capacidad de un material de absorber energía durante la deformación, tiene relación directa con el módulo de elasticidad del material y su límite elástico.

Por esta razón, en nuestro AEF, un implante más elástico se deforma más que uno más rígido, absorbiendo en ese proceso menor cantidad de tensión. Aún así, es preciso considerar que estos resultados responden a una aplicación de carga estática, que es la fácilmente evaluable mediante un AEF, mientras que en la función masticatoria existe predominio de cargas dinámicas de impacto y puede que, ante la aplicación de estas últimas, no se obtuviera la misma relación entre la tensión absorbida por el implante y su deformación.

En ninguno de los estudios revisados de AEF comparando implantes de Y-TZP y Ti-6Al-4V se evaluaron datos de deformación de los implantes, y sólo obtenían datos de la tensión transferida al sistema (48, 46, 47, 263), de manera que, aunque coincidimos con sus resultados respecto a las magnitudes de tensión, no podemos comparar con ellos la deformación resultante.

7.2.2.1 Deformación del hueso periimplantario.

Uno de los puntos clave de nuestro ensayo de elementos finitos era el de determinar las diferencias de deformación del hueso de soporte para las diferentes aleaciones a estudio. No en vano, estos resultados son los que tienen más repercusión desde el punto de vista de las recomendaciones clínicas que puedan derivarse de este ensayo, porque en definitiva la deformación puede relacionarse con el remodelado, y en conclusión con la estabilidad del hueso de soporte (6).

En este sentido, cabe destacar que, para todos los materiales evaluados,

se produjeron mayores valores de deformación en el hueso cortical que en el trabecular. Esto puede resultar contradictorio si se tiene en cuenta que el hueso cortical es notablemente más rígido que el trabecular, pero se entiende perfectamente si se toma en consideración que nuestro ensayo ha mostrado que es principalmente el cortical el que recibe tensión ante la carga simulada, para todas las aleaciones a estudio.

El mayor valor de deformación del hueso lo encontramos en el hueso cortical circundante al implante de menor módulo de elasticidad, de aleación Ti-Nb-Zr, con $64.99\mu\text{m}$. Por tanto, se obtiene una relación inversa entre el módulo de Young del implante y la deformación del hueso cortical.

La misma relación inversa ocurre en el hueso trabecular, donde la menor deformación se encuentra en el hueso trabecular circundante al implante más rígido, de Y-TZP, con $58.74\mu\text{m}$.

Comparando las deformaciones óseas y las deformaciones propias de los implantes encontramos una relación directa, cuanto más deformación sufre el implante mayor deformación sufre el hueso que lo rodea. Por ejemplo, el implante que más se deforma es el fabricado en Ti-Nb-Zr y el hueso, tanto cortical como trabecular, circundante a éste es el que sufre mayor deformación.

Esto tiene sentido al modelar una osteointegración ideal del 100% y por tanto una unión íntima entre el hueso y el implante, y por tanto, aunque estos posean distintas propiedades elásticas, el hueso siempre tenderá a deformarse en mayor magnitud cuanto más se deforme el implante al que esta integrado. Es preciso considerar que en un medio natural tiene que mantenerse la misma circunstancia: si utilizamos un implante de Ti-Nb-Zr éste se deformará de manera importante ante la aplicación de carga funcional masticatoria y el hueso integrado a él deberá responder con una deformación equivalente para mantener la unión.

Los valores máximos de deformación ósea obtenidos en el AEF para los cuatro materiales evaluados, se pueden interpretar como microdeformaciones elásticas del hueso periimplantario y por tanto, extrapolando estos datos, clínicamente se traducirían en micromovimientos del implante en su lecho óseo.

Según el trabajo de Szmukler-Moncler en 1998 (277) sabemos que el implante es capaz de soportar micromovimientos de hasta 150µm. Valores superiores a este umbral no son bien soportados por la interfase hueso-implante pudiendo producir una encapsulación fibrosa y posible fracaso de la osteointegración del implante. Los valores máximos de deformación, para cualquiera de las aleaciones a estudio, no superan estas 150µm, de manera que podría considerarse que todas están en unos niveles de micromovimiento clínicamente aceptables. No obstante, es preciso reconocer las limitaciones de este estudio a la hora de realizar una extrapolación de los resultados, como la anteriormente enunciada.

En cualquier caso, los resultados muestran deformación ósea, principalmente en la cortical del hueso y, como ya se ha comentado, esta deformación puede provocar un proceso de adaptación y remodelación, que en exceso puede incluso conllevar la superación del límite elástico del hueso y producirse una deformación plástica del mismo con la consecuente reabsorción ósea. Diversos estudios clínicos demuestran que esta reabsorción se produce principal y precisamente en la cortical circundante al cuello del implante (9, 11, 278).

En definitiva, en base a los resultados de nuestro ensayo cabe predecir que el hueso sufrirá mayores valores de deformación para un implante de condiciones hiperelásticas (Ti-Nb-Zr) que para uno de rigidez mayor (Y-TZP), bajo las mismas condiciones de geometría del implante, hueso y carga. Lo que no es capaz de predecir este ensayo, por la naturaleza de sus limitaciones, es si esta deformación se situará en un umbral de

adaptación fisiológica, de sobrecarga o incluso de desuso. En consecuencia, el valor de nuestro ensayo es el de corroborar las diferencias en los resultados biomecánicos que las distintas aleaciones de fabricación de implantes pueden provocar, pero no el resultado biológico adaptativo al que conduzcan, para lo cual será preciso abordar ensayos clínicos y en modelo animal, que serán la evolución natural de esta Tesis Doctoral.

8. CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones que este tipo de ensayos tienen, podemos deducir las conclusiones siguientes:

1. Los resultados del ensayo de ultrasonidos han mostrado que la aleación metálica Ti-15Zr presenta un módulo de Young aproximado de 104GPa y un coeficiente de Poisson de 0.33. Estas propiedades elásticas son muy similares a las que posee la aleación Ti-6Al-4V, que es la más comúnmente utilizada en la fabricación de implantes.
2. Los resultados del ensayo de elementos finitos mostraron que el implante que más tensión recibió fue el de aleación menos elástica, de Y-TZP, mientras que el que menos tensión recibió fue el fabricado en una aleación hiperelástica de Ti-Nb-Zr.
3. Al respecto de la tensión transferida al hueso periimplantario, la cortical alrededor del implante del Y-TZP fue la que menor tensión recibió ante la aplicación de la carga funcional simulada y en lo que concierne al trabecular la menor tensión se encontró alrededor del implante hiperelástico fabricado en aleación Ti-Nb-Zr.
4. El implante que sufrió mayor deformación fue el fabricado en Ti-Nb-Zr que es el que cuenta con el menor módulo de elasticidad de los implantes evaluados, mientras que el implante que sufrió menor deformación fue el implante cerámico de Y-TZP, a su vez el de módulo de Young más alto.
5. El hueso periimplantario, tanto cortical como trabecular, que más deformación experimentó fue el circundante al implante hiperelástico de Ti-Nb-Zr.
6. Ante un mismo diseño de implante y prótesis y misma carga aplicada, no se encuentran diferencias significativas en la distribución de la tensión

al hueso periimplantario comparando los cuatro materiales de fabricación evaluados.

7. De acuerdo a estos datos, parece existir un mejor comportamiento biomecánico de un implante de alto módulo de elasticidad cuando está rodeado por hueso cortical de similares propiedades elásticas; mientras que para un hueso trabecular de menor módulo de elasticidad encontramos mejor comportamiento biomecánico de un implante fabricado en aleación hiperelástica.

8. Nuestros datos no nos permiten admitir completamente la hipótesis inicial de: *“Un implante dental fabricado en un material con relativo bajo modulo de elasticidad, más similar al hueso que lo soporta, tenderá a transferir menos tensión y a producir menos deformación del hueso periimplantario en comparación con aleaciones con mayor módulo de elasticidad”*, y debemos rechazarla.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Pérez-Pérez A, Galbany J, Romero A, Martínez LM, Estebaranz F, Pinilla B, Gammarra B. Origen y evolución de los dientes: de los cordados primitivos a los humanos modernos. *Rev Esp Antrop* 2010; 31:167-192.
2. Stedman HH, Kozyak BW, Nelson A, Thesier DM, Su LT, Low DW, Bridges CR, Shrager JB, Minugh-Purvis N, Mitchell M A. Myosin gene mutation correlates with anatomical changes in the human lineage. *Nature* 2004; 428(6981):415–418.
3. Ikebe K, Matsuda K, Morii K, Furuya-Yoshinaka M, Nokubi T, Renner R. Association of masticatory performance with age, posterior occusal contacts, oclussal force, and salivary flow in older adults. *Int J Prosthodont* 2006; 19:475-481.
4. Misch CE. *Implantología Contemporánea*. Barcelona: Elsevier, 2009.
5. Niinomi M. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. *Sci Technol Adv Mater* 2003; 4:445-454.
6. Frost HM. Bone's Mechanostat: a 2003 Update. *Anat Rec* 2003; 275A:1081-1101.
7. Burr D, Martin B, Schaffler M, Radin E. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. *J Biomechanics* 1985; 18:189-200.
8. Asaoka K, Kuwayama N, Okuno O, Miura I. Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants. *J Biomed Mater Res* 1985; 19:699-713.
9. Laurell L, Lundgren D. Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13:19-28.
10. de Brandão ML, Vettore MV, Vidigal Júnior GM. Peri-implant bone loss

in cement- and screw-retained prostheses: systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2013; 40:287-295.

11. Firme CT, Vettore MV, Melo M, Vidigal GM Jr. Peri-implant bone loss around single and multiple prostheses: systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29:79-87.

12. Piconi G, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20:1-25.

13. Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 87:329-337.

14. Steflik DE, McKinney RV. Historia de la implantología. Ed. Implantes dentales endoóseos. Barcelona: Mosby, 1993.

15. Gómez M, Avila R, Landa S. Evolución histórica de la implantología dental. *Rev Esp Estomatol* 1988; 36:303-310.

16. Maggiolo N. Manuel of dental art. Nancy, France: C Le Seure, 1809.

17. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985.

18. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50:399-410.

19. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconst Surg* 1969; 3:81-100.

20. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, and other. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconst Surg* 1977; 16:1-

192.

21. Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter D. The accumulation of osteocementum around a dental implant under a physical loading. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1978; 88:1051-1058.

22. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10:387-416.

23. Netter FH. Atlas de anatomía humana. Barcelona: Masson, 2011.

24. Gartner LP, James LH. Texto Atlas de Histología. USA: Mc Graw Hill, 2007.

25. Davies JE, Housseini MM. Bone Formation and Healing, Histodynamics of Endosseous Wound Healing. In: Davies JE. Bone Engineering. Toronto: Davies JE, 1999.

26. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. J Dent Educ 2003; 67:932-949.

27. Cointy GR, Capozza RF, Ferreti JL, Frost HM. Hacia un diagnóstico antropométrico de las osteopenias y un diagnóstico biomecánico de las osteoporosis. Medicina 2003; 63:737-747.

28. Frost HM. Structural adaptations to mechanical usage (SATMU). Redefining Wolff's Law: The bone remodeling problem. Anat Rec 1990; 226:403-413.

29. Cano-Sánchez J, Campo-Trapero J, Sánchez-Gutiérrez JJ, Bascones-Martínez A. Mecanobiología de los huesos maxilares. II. Remodelación ósea. Av Odontoestomatol 2008; 24:177-186.

30. Timoshenko S, Goodier JN. Theory of elasticity. Nueva York: Mc Graw-

Hill, 1951.

31. Ortiz Berrocal L. Elasticidad. Madrid: McGraw-Hill, 1998.

32. Viladot Voegeli A. Lecciones Básicas de Biomecánica del aparato Locomotor. Barcelona: Masson, 2004.

33. Gross UM. Biocompatibility, the interaction of biomaterials and host response. J Dent Educ 1988; 52:798-803.

34. Dieter G. Mechanical Metallurgy. New York, USA: Mc Graw Hill, 1986.

35. Collings EW. The physical metallurgy of Titanium Alloys. USA: American Society for Metals, 1984.

36. Lutjering G. Titanium. Berlin: Springer, 2007.

37. Mompean L. El titanio y sus aleaciones. Revista Soldadura 1991; 21(3).

38. Gil Mur FJ, Aparicio C, Manero JM, Rodríguez D, Andrés A, Arandés JM, Planell JA. Aleaciones ligeras. Barcelona: Ediciones UPC, 2001.

39. Ho WF, Chen WK, Wu SC, Hsu HC. Structure, mechanical properties, and grindability of dental Ti-Zr alloys. J Mater Sci Mater Med 2008; 19:3179-3186.

40. Osman RB, Swain MV. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. Materials 2015; 19:3179-3186.

41. Rodríguez-Mercado JJ, Roldán-Reyes E, Altamirano-Lozano M. Genotoxic effects of vanadium (IV) in human peripheral blood cells. Toxicol Lett 2003; 144:359-369.

42. Karahalil B, Kadioglu E, Tuzuner-Oncul AM, Cimen E, Emerce E,

Kisnisci RS. Micronucleus assay assessment of possible genotoxic effects in patients treated with titanium alloy endosseous implants or miniplates. *Mutat Res Genet Toxicol Environ Mutagen* 2014; 760:70-72.

43. Pommer B, Busenlechner D, Fürhauser R, Watzek G, Mailath-Pokorny G, Haas R. Trends in techniques to avoid bone augmentation surgery: Application of short implants, narrow-diameter implants and guided surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 2016; 44:1630-1634.

44. Misch CE. *Prótesis Dental Sobre Implantes*. Madrid: Elsevier, 2006.

45. Piotrowski B, Baptista AA, Patoor E, Bravetti P, Eberhardt A, Laheurte P. Interaction of bone-dental implant with new ultra low modulus alloy using a numerical approach. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2014; 38:151-160.

46. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:27-38.

47. Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2016; 116:346-355.

48. Çağlar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26:961-969.

49. Tredici IG, Sebastiani M, Massimi F, Bemporad E, Resmini A, Merlati G, Anselmi-Tamburini U. Low temperature degradation resistant nanostructured yttria-stabilized zirconia for dental applications. *Ceramics International* 2016; 42:8190-8197.

50. Johanson C.B, Wennerberg A, Albrektsson T. Quantitative comparison of screw-shaped commercially pure titanium and zirconium implants in rabbit tibia. *J Mater Sci Mater Med* 1994; 5:340-344.
51. Thomsen P, Larsson C, Ericson L.E. Structure of the interface between rabbit cortical bone and implants of gold, zirconium and titanium. *J Mater Sci Mater Med* 1997; 8:653-665.
52. Akagawa Y, Sato Yuuji. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years function in monkeys: A clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80:551-558.
53. Andreiotelli M. Survival rate and fracture resistance of zirconium dioxide implants after exposure to the artificial mouth: An in-vitro study. Tesis doctoral. Der Medizinischen Fakultät der Albert Ludwigs Universität, 2006.
54. Alves AR, Coutinho A. The Evolution of the Niobium Production in Brazil. *Materials Research* 2015; 18:106-112.
55. Karre R, Niranjana MK, Dey SR. First principles theoretical investigations of low Young's modulus beta Ti-Nb and Ti-Nb-Zr alloys compositions for biomedical applications. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2015; 50:52-58.
56. Park CH, Lee CS, Kim YJ, Jang JH, Suh JY, Park JW. Improved pre-osteoblast response and mechanical compatibility of ultrafine-grained Ti-13Nb-13Zr alloy. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22:735-742.
57. Calderón-Moreno JM, Vasilescu C, Drob SI, Ivanescu S, Osiceanu P, Drob P, Popa M, Preda S, Vasilescu E. Microstructural and mechanical properties, surface and electrochemical characterisation of a new Ti-Zr-Nb alloy for implant applications. *J Alloys Compd* 2014; 612:398-410.

58. Meng Q, Guo S, Liu Q, Hu L, Zhao X. A beta-type TiNbZr alloy with low modulus and high strength for biomedical applications. *Progress in Natural Science: Materials International* 2014; 24:157-162.
59. Brailovski V, Prokoshkin S, Gauthier M, Inaekyan K, Dubinskiy S. Mechanical properties of porous metastable beta Ti–Nb–Zr alloys for biomedical applications. *Journal of Alloys and Compounds* 2013; 577:413-417.
60. Elias LM, Schneider SG, Schneider S, Silva HM, Malvisi F. Microstructural and mechanical characterization of biomedical Ti–Nb–Zr(–Ta) alloys. *Mat Sci Eng A-Struct* 2006; 432:108-112.
61. Fonollosa Pla JM. Prótesis removible de resina. Masson: Barcelona, 2004.
62. Bortolotti L. Prótesis removibles: clásica e innovaciones. Caracas: Amolca, 2006
63. Geering Alfred H. Atlas de prótesis total y sobredentaduras. Barcelona: Masson-Salvat, 1993.
64. Shillingburg HT. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Barcelona: Quintessence, 2006.
65. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FPDs) and implant-supported FDPs and single crowns (Scs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:97-113.
66. Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient?. *J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:140-172.
67. Zarb GA, Albrektsson T. Consensus report: Toward Optimized

Treatment Outcomes for dental implants. *Int J Prosthodont* 1998; 11:389-390.

68. Albrektsson T, Donos N; Working Group 1. Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:63-65.

69. Jung RE, Zembic A, Pjetursson B, Zwahlen M, Thoma D. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical and esthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies of at least 5 years. *Clinical Oral Implant Research* 2012; 23:2-21.

70. Pjetursson B, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implant Research* 2012; 23:22-38.

71. Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical and esthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies of at least 5 years. *Clinical Oral implant Research* 2012; 23:39-49.

72. Scheuber S, Hicklin S, Brägger U. Implants versus short-span fixed bridges: survival, complications, patient benefits. A systematic review on Economic aspects. *Clinical oral implant Research* 2012; 23:50-62.

73. Gere JM. *Mecánica de Materiales*. México DF: Thomson, 2006.

74. Martin DE, Severns AE. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurments: correlation with nondestructive mechanical four-point bending teat data. *J Biomech* 2004; 37:1289-1293.

75. Vega JM. *Propiedades físicas mecánicas de los materiales odontológicos (I): principios generales sobre ensayos tecnológicos*

aplicados a los materiales dentales. En: Vega JM. Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Madrid: Avances, 1996:161-175.

76. Anusavice KJ. Phillips: La ciencia de los materiales dentales. Madrid: Elsevier, 2004.

77. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8:19-31.

78. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. Eur J Dent 2010; 4:374-382.

79. Eraslan O, Sevimay et al M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures: a finite element analysis. J Oral Rehabilitation 2005; 32:273-278.

80. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. Simulation Modelling Practice and Theory 2008; 16:971-987.

81. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH. Maximal bite force and its Association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of Young adults. Cranio 2003; 21:248-252.

82. Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. Mechanobiology of maxillary bones. I. General concepts. Av Odontoestomatol 2007; 23.

83. Mericske-Stern R, Venetz E, Fehrländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. J Prosthet Dent 2000; 84:535-547.

84. Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prahl-Andersen B.

Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite magnitude. J Dent Res 1999; 78:31-42.

85. Watanabe M, Hattori Y, Satoh Ch. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. International Congress Series 2005; 1284:21-27.

86. Van Eijden TMGJ. Three dimensional analyses of human bite force magnitude and moment. Archs Oral Biol 1991; 36:535-539.

87. Cleland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6:391-398.

88. Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao TR. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous Patient. J Calif Dent Assoc 2000; 28:771-779.

89. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta Odontológica Scandinavia 1977; 35:297-303.

90. Klineberg IJ, Trulsson M, Murray GM. Occlusion on implants - is there a problem? J Oral Rehabil. 2012; 39:522-537.

91. Haroldson T, Zarb GA. A 10 year follow up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implants bridges. Scand J Dent Res 1988; 96:243- 252.

92. Falk J, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant supported prostheses occluding with complete dentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5:70-77.

93. Grigoriadis A, Johansson RS, Trulsson M. Adaptability of mastication in subjects with implant-supported bridges. J Clin Periodontol 2011; 38:395-404.

94. Svensson KG, Trulsson M. Force control during food holding and biting in subjects with tooth or implant-supported fixed prosthesis. *J Clin Periodontol* 2011; 38:1137-1147.
95. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxill Implants* 1995; 10:345-354.
96. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response. In: Bränemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue Integrated prostheses*. Chicago: Quintessence, 1986:155-163.
97. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prosthesis and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2:101-108.
98. Rangert B, Jemt T, Jömeus L. Forces and moments on Bränemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 3:241-247.
99. Tartaglia GM, Testori T, Pallavera A, Marelli B, Sforza C. Electromyographic analysis of masticatory and neck muscles in subjects with natural dentition, fixed-supported and implant-supported prostheses. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19:1081-1088.
100. Svensson KG, Trulsson M. Regulation of bite force increase during splitting of food. *Eur J Oral Sci* 2009; 117:704-710.
101. Freine JS, Lund JP. Measuring chewing ability in randomized controlled trials with edentulous populations wearing implant prostheses. *J Oral Rehabil* 2006; 33:301-308.
102. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite force. *J Prosthet Dent* 1986; 56:226-229.
103. Kakudo Y, Amano N. Dynamic changes in jaw bones of rabbit and

dogs during occlusion, mastication, and swallowing, J Osaka Univ Dent Sch 1972; 6:126-136.

104. Miyamoto Y, Koretake K, Hirata M, Kubo T, Akagawa Y. Influence of static overload on the bony interface around implants in dogs. Int J Prosthodont 2008; 21:437-444.

105. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog. Clin Oral Implant Res 2001; 12:552-558.

106. Collins JM, Ramamoorthy K, Da Silveira A, Patston PA and Mao JJ. Microstrain in intramembranous bones induces altered gene expression of MMP1 and MMP2 in the rat. J Biomechanics 2005; 38:485-492.

107. Szmukler-Moncler S, Piatelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Clin Oral Impl Res 2000; 11:12-25.

108. Rubin CT, Sommerfeldt DW, Judex S, Qin YX. Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-frequency mechanical stimuli. Drug Discov Today 2001; 6:848-858.

109. Graf H, Geering AH. Rationale for clinical application of different occlusal philosophies. Oral Sci Rev 1977; 10:1-10.

110. Choy E, Kydd WL. Bite force duration: a diagnostic procedure for mandibular dysfunction. J Prosthet Dent 1988; 60:365-368.

111. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent 1992; 1:289-294.

112. Kydd WL, Toda JM. Tongue pressures exerted on the hard palate during swallowing. J Am Dent Assoc 1962; 65:319-330.

113. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol* 2014; 85:1214-1221.
114. Maminkas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbals G. The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain: a systematic literature review of finite element studies. *J Oral Maxillofac Res* 2016; 7:4.
115. Álvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, Gago A. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:112-121.
116. Álvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2014; 112:508-514.
117. Alonso AA, Albertini JS, Bechelli AH. Oclusión y Diagnóstico en rehabilitación oral. Buenos Aires: Panamericana, 2005.
118. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone formation by applied dynamic loads. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66:397-402.
119. Bertram J, Swartz S. The law of bone transformation. A case of crying wolff?. *Biological review* 1991; 66:245-273.
120. Frost HM. A determinant of bone architecture: the minimum effective strain. *Clinical Orthopaedics* 1983; 175:286-292.
121. Martin RB. Fatigue damage, Remodeling and the minimization of skeletal weight. *J Theor Biol* 2003; 220:271-276.
122. Ferreti JL. Biomechanical properties of bone. In: Genant HK,

Guglielmi G, Jergas M. Bone densitometry and osteoporosis. Berlin: Springer, 1998:143-61.

123. Hazelwood SJ, Martin RB, Rashid MM, Rodrigo JJ. A Mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. J Biomech 2001; 34:299-308.

124. Frost HM. Bone mass and the mechanostat: a proposal. Anat Rec 1987; 219:1-9.

125. Klein-Nulend J, Bacabac RG, Mullender MG. Mechanobiology of bone tissue. Path Biologie 2005; 53:576-580.

126. Sterck JGH, Klein-Nulend J, Lips P, Burger EH. Response of normal and osteoporotic human bone cells to mechanical stress in Vitro. Am J Physiol 1998; 274:1113-1120.

127. Suzawa, T, Miyaura, C, Inada, M, Maruyama, T, Sugimoto, Y, Ushikubo, F, Ichikawa, A, Narumiya, S, Suda, T. The role of prostaglandin E receptor subtypes (EP1, EP2, EP3, and EP4) in bone resorption: an analysis using specific agonists for the respective EPs. Endocrinology 2000; 141:1554-1559.

128. Raisz LG, Fall PM. Biphasic effects of Prostaglandin E2 on bone formation in cultured fetal rat calvariae: interactions with cortisol. Endocrinology 1990; 126:1654-1659.

129. Kaku M, Uoshima K, Yamashita Y, Miura H. Investigation of periodontal ligament reaction upon excessive occlusal load. Osteopontin induction among periodontal ligament cells. J Periodont 2005; 40:59-66.

130. Fan X, Roy E, Zhu L, Murphy TC, Ackert-Bicknell C, Hart CM, Rosen C, Nanes MS, Rubin J. Nitric oxide regulates RANKL and OPG expression in bone marrow stromal cells. Endocrinology 2004; 145:751-759.

131. Terai K, Takano-Yamamoto T, Ohba Y, Hiura K, Sugimoto M, Sato M, Kawahata H, Inaguma N, Kitamura Y, Nomura S. Role of osteopontin in bone remodeling caused by mechanical stress. *J Bone Miner Res* 1999; 14:839-849.
132. Morinobu M, Ishijima M, Rittling SR, Tsuji K, Yamamoto H, Nifuji A, Denhardt DT, Noda M. Osteopontin expression in osteoblasts and osteocytes during bone formation under mechanical estress in the calvarial suture in vivo. *J Bone Miner Res* 2003; 18:1706-1715.
133. Miyauchi A, Alvarez J, Greenfield EM, Teti A, Grano M, Colucci S, Zamboni-Zallone A, Ross FP, Teitelbaum SL, Cheresch D. Recognition of osteopontin and related peptides by an alpha v beta 3 integrin stimulates immediate cell signals in osteoclasts. *J Biol Chem* 1991; 266:20369-20374.
134. Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res* 1999; 10:429-444.
135. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prost Dent* 1983; 49:843-848.
136. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Youdelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used in implants. *Int J Prosthodont* 1991; 4:282-291.
137. Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2013; 26:549-556.
138. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 73:140-147.

139. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implant in poor quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:231-237.
140. Skalak R. Aspectos de las Consideraciones biomecánicas. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la odontología clínica*. Barcelona: Quintessence, 1999:117-128.
141. Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig* 2010; 14:411-416.
142. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91:20-52.
143. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006; 19:586-592.
144. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:272-281.
145. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:142-146.
146. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters

on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:275-282.

147. Goené R, Bianchesi C, Hüerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, Jalbout Z. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent* 2005; 14:274-280.

148. Stellingsma C, Meijer HJ, Raghoobar GM. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58:382-287.

149. Stellingsma K, Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B. The extremely resorbed mandible: a comparative prospective study of 2-year results with 3 treatment strategies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:563-577.

150. Bidez MW, Misch CE. The biomechanics of interimplant spacing. In: *Proceedings of the 4th International Congress of Implants and Biomaterials in Stomatology*. Charleston: SC, 1990.

151. Duyck J, Van Oosterwyck, Vander Stolen J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:465-475.

152. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of literature. *J Prosthet Dent* 2001; 5:585-598.

153. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol* 2008; 35:286-291.

154. Jung UW, Choi JY, Kim CS, Cho KS, Chai JK, Kim CK, Choi SH. Evaluation of mandibular posterior single implants with two different surfaces: a 5-year comparative study. *Journal of Periodontology* 2008;

79:1857-1863.

155. Pérez-Chaparro PJ, Duarte PM, Shibli JA, Montenegro S, Lacerda Heluy S, Figueiredo LC, Faveri M, Feres M. The current weight of evidence of the microbiologic profile associated with peri-implantitis: a systematic review. *J Periodontol* 2016; 87:1295-1304.

156. Lamont RJ, Hajishengallis G. Polymicrobial synergy and dysbiosis in inflammatory disease. *Trends Mol Med* 2015; 21:172-183.

157. Hajishengallis G, Lamont RJ. Breaking bad: manipulation of the host response by *Porphyromonas gingivalis*. *Eur J Immunol* 2014; 44:328-338.

158. Hajishengallis G, Lamont RJ. Beyond the red complex and into more complexity: the polymicrobial synergy and dysbiosis (PSD) model of periodontal disease etiology. *Mol Oral Microbiol* 2012; 27:409-419.

159. Safii SH, Palmer RM, Wilson RF. Risk of implant failure and marginal bone loss in subjects with a history of periodontitis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12:165-174.

160. Chiu YW, Lee SY, Lin YC, Lai YL. Significance of the width of keratinized mucosa on peri-implant health. *J Chin Med Assoc* 2015; 78:389-394.

161. Lin GH, Chan HL, Wang HL. The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review. *J Periodontol* 2013; 84:1755-1767.

162. Clementini M, Rossetti PH, Peñarrocha D, Micarelli C, Bonachela WC, Canullo L. Systemic risk factors for peri-implant bone loss: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2014; 43:323-334.

163. Huynh-Ba G, Lang NP, Tonetti MS, Zwahlen M, Salvi GE. Association of the composite IL-1 genotype with peri-implantitis: a systematic review.

Clin Oral Implants Res 2008; 19:1154-1162.

164. Liao J, Li C, Wang Y, Ten M, Sun X, Tian A, Zhang Q, Liang X. Meta-analysis of the association between common interleukin-1 polymorphisms and dental implant failure. *Mol Biol Rep* 2014; 41:2789-2798.

165. Moraschini V, Barboza ES, Peixoto GA. The impact of diabetes on dental implant failure: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016; 45:1237-1245.

166. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Diabetes and oral implant failure: a systematic review. *J Dent Res* 2014; 93:859-867.

167. Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, García-Nogales A, Fu JH, Wang HL. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (<10 mm) for implant-supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25:1119-1124.

168. Monje A, Chan HL, Suarez F, Galindo-Moreno P, Wang HL. Marginal bone loss around tilted implants in comparison to straight implants: a meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:1576-1583.

169. Vouros ID, Kalpidis CD, Horvath A, Petrie A, Donos N. Systematic assessment of clinical outcomes in bone-level and tissue-level endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27:1359-1374.

170. Stoumpis C, Kohal RJ. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. *J Oral Rehabil* 2011; 38:857-869.

171. Lemos CA, de Souza Batista VE, Almeida DA, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2016; 115:419-427.

172. Santiago JF Jr, Batista VE, Verri FR, Honório HM, de Mello CC, Almeida DA, Pellizzer EP. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016; 45:332-345.
173. Al-Nsour MM, Chan HL, Wang HL. Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:138-145.
174. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Monje A, Ortega-Oller I, O'Valle F, Catena A. Abutment height influences the effect of platform switching on peri-implant marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27:167-173.
175. Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2013; 3:CD003878.
176. Suarez F, Chan HL, Monje A, Galindo-Moreno P, Wang HL. Effect of the timing of restoration on implant marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol* 2013; 84:159-169.
177. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Dental implants inserted in fresh extraction sockets versus healed sites: a systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015; 43:16-41.
178. Lin GH, Chan HL, Bashutski JD, Oh TJ, Wang HL. The effect of flapless surgery on implant survival and marginal bone level: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2014; 85:91-103.
179. Al Amri MD. Crestal bone loss around submerged and nonsubmerged dental implants: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2016; 115:564-570.
180. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in

monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:677-683.

181. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:425-443.

182. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. part 4: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:384-390.

183. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:143-152.

184. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:1-9.

185. Barbier L, Vander Stolen J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998; 25:847-858.

186. Sütçüder M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:819-825.

187. Lindhe J. *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica*. Buenos Aires: Panamericana, 2008.

188. Lang NP, Wilson TG, Corbert EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11:146-155

189. Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Geber S, Bosshardt DD, Jönsson J, Lang NP, Jönsson J. Does excessive occlusal load affect

osseointegration? An experimental study in the dog. Clin Oral Implant Res 2004; 15:259-268.

190. Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, Artzi Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. Clin Oral Implants Res 2007; 18:601-610.

191. Baumeister T, Avallone EA. Mark's standard handbook of mechanical engineers. Nueva York: McGraw-Hill, 1978.

192. Coelho LF, Broilo JR, Sartori EA, Mariano LO, Geremia T, Barcellos L, Corso LL, Shinkai RS, Grossi ML. Stress Distribution Study Using the Finite Element Method in Three Different Implant-Supported Fixed Complete-Arch Mandibular Prostheses. Int J Prosthodont. 2016; 29:299-302.

193. Rangert B, Kragh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10:326-334.

194. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Impl Res 1992; 3:104-111.

195. Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tiossi R. A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. Eur J Dent 2013; 7:484-491.

196. Segerlind LJ. Applied finite element analysis. New York: Quinn-Woodbine, 1984.

197. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution

for endosseus implants. J Oral Implantol 1997; 23:104-111.

198. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. Implantologist 1977; 1:104-109.

199. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a nature tooth considering fibrous PDL structure. J Dent Res 1981; 60:873-877.

200. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983; 62:155-159.

201. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJA. three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. J Dent Res 1982; 61:25-129.

202. Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. J Oral Implantol 1987; 13:215-238.

203. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 1990; 21:563-570.

204. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal- extension fixed prostheses. Quintessence Int 1996; 27:11-17.

205. Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barão VA. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2016; 69:715-725.

206. Geng JP. Application of the finite element method in implant dentistry. London: Springer, 2007.
207. Van Oosterwyck H, Duyck J, Stolen J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clon Oral Impl Res* 1998; 9:407-418.
208. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. Finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63:457-465.
209. Meijer GJ, Starmans FJM, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 1995; 22:105-111.
210. Sertg ZA. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10:19-27.
211. Keyak JH, Meaner JM, Skinner HE, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990; 12:389-397.
212. Cahoon P, Hannam AG. Interactive modelling environment for craniofacial reconstruction. *SPIE Proceedings. Visual Data Exploration and Analysis* 1994; 2178:206-215.
213. Castaño MC, Zapata U, Pedroza A, Jaramillo JD, Roldán S. Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. *Int J Comput Dent* 2002; 5:87-99.
214. Teixeira ER, Sato Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998; 25:299-303.

215. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Bränemark PI, Zarb GA, Albreksson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985:199-209.
216. Sahin S, Sehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses - a review. J Dent 2002; 30:271-282.
217. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution on implant supported fixed prostheses. J Prosthet Dent 1996; 76:165-169.
218. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. J Oral Implantol 1998; 24:80-88.
219. Ekici B. Numerical analysis of a dental implant system in three-dimension. Adv Engin Soft 2002; 33:109-113.
220. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models - Part II (effect of horizontal load). J Craniomaxillofac Surg 2003; 31:168-175.
221. Kayabasi O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Adv Engin Soft 2006; 37:649-658.
222. Ihde S, Goldmann T, Himmvola L, Aleksic Z. The use of finite element analysis to model bone-implant contact with basal implants. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; 106:863-872.

223. Byars EF, Snyder RD. Engineering mechanics of deformable bodies. Representaciones y Servicios de Ingeniería, Mexico, 1974.
224. Cebrián Carretero JL, Carrascal Morillo MT, Vincent Fraile G, Ortiz de Artiñano F. Estudio biomecánico experimental del sistema músculo esquelético masticatorio. Aplicaciones para el estudio de la osteosíntesis. Rev Esp Cir Oral y Maxilofac 2009; 31:39-45.
225. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. J Prosthet Dent 2003; 89:495-502.
226. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular Overdentures. J Prosthet Dent 2007; 97:229-235.
227. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J Oral Implantol 2014; 40:217-228.
228. Natali AN, Pavan PG. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. Comput Methods Biomech Engin 2002; 5:127-133.
229. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. Clin Oral Implants Res 2006; 17:67-74.
230. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res 1993; 42:241-249.
231. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in

dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:295-302.

232. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15:115-121.

233. Iplikçioğlu H, Akça K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:258-265.

234. Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:439-446.

235. Cleland NL, Papazolgou E, Carr AB, Gilat A. Comparissons of strains transferred to a bone simulant among implant ovedenture bars with various levels of misfits. *J Prosthodont* 1995; 5:243-250.

236. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and streses along the implant-bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prostet Dent* 1998; 79:328-334.

237. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2009; 17:50-57.

238. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009; 20:1173-1177.

239. Simsek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics* 2006; 28:199-213.

240. Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, Li D, Shao J, Ding Y. Selection of optimal dental implant diameter and lenght type IV bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 38:1077-1083.
241. Kong L, Gu Z, Hu K, Zhou H, Liu Y, Liu B. Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element análisis. *Advances in Engineering Software* 2009; 40:935-940.
242. Manzella C, Bignardi C, Burello V, Carossa S, Schierano G. Method to improve passive fit of frameworks on implant-supported prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2016; 116:52-58.
243. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:82-90.
244. Álvarez-Arenal Á, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, DeLlanos-Lanchares H, Sanchez-Lasheras F, Ellacuria-Echevarria J. Stress distribution in the transitional peri-implant bone in a single implant-supported prosthesis with platform-switching under different angulated loads. *Odontology* 2017; 105:68-75.
245. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Koak IJ. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; 32:193-205.
246. Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imaging Graph* 2008; 32:53-60.
247. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-

implant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res 2001; 12:648-657

248. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. J Dent 1997; 25:485-491.

249. Petrie CS, Williams JH. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influence by uncertainties in bone properties and occlusal forces. Clin Oral Implants Res 2007; 18:611–619.

250. Lai H, Zhang F, Zhang B, Yang C, Xue M. Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implants. Chin J Dent Res. 1998;1:7-11.

251. Kumar A, Jayakumar T, Raj B, Ray KK. Characterization of solutionizing behavior in VT14 titanium alloy using ultrasonic velocity and attenuation measurements. Mater Sci Eng A 2003; 360:58-64.

252. Medvedev AE, Molotnikov A, Lapovok R, Zeller R, Berner S, Habersetzer P, Dalla Torre F. Microstructure and mechanical properties of Ti-15Zr alloy used as dental implant material. J Mech Behav Biomed Mater 2016; 62:384-398.

253. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. Journal of Prosthetic Dentistry 1999; 81:553-561.

254. Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. J Oral Rehabil 2015; 42:153-161.

255. Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. Implant Dent 2016; 25:829-838.

256. Scott I, Ash MM. A six channel intraoral transmitter for measuring oclussal forces. *J Prosthet Dent* 1966; 16:56-63.
257. Angle EH. Classification of malocclusion. *Dental Cosmos* 1899; 4:248-264.
258. Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26:482-491.
259. Imakita C, Shiota M, Yamaguchi Y, Kasugai S, Wakabayashi N. Failure analysis of an abutment fracture on single implant restoration. *Implant Dent* 2013; 22:326-331.
260. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:301-309.
261. Assunção WG, Gomes EA, Barão VA, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010; 21:689-695.
262. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont* 2010; 19:381-386.
263. Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, Swain MV. Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:198-208.

264. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:33-58.
265. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Hocican E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three- dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91:144-50.
266. Heckmann S, Karl M, Wichmann M, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:345-350.
267. Djebbar N, Serier B, Bachir B, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Materials and Design* 2010; 31:2097-2101.
268. Lin CL, Lin YH, Chang SH. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *J Biomechanics* 2010; 43:644-51.
269. Michailidis N, Karabinas G, Tsouknidas A, Maliaris G, Tsipas D, Koidis P. A FEM based endosteal implant simulation to determine the effect of peri-implant bone resorption on stress induced implant failure. *Biomed Mater Eng* 2013; 23:317-327.
270. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100:422-431.
271. Moriwaki H, Yamaguchi S, Nakano T, Yamanishi Y, Imazato S, Yatani

H. Influence of Implant Length and Diameter, Bicortical Anchorage, and Sinus Augmentation on Bone Stress Distribution: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31:84-91.

272. Malek S, Darendeliler MA, Swain MV. Physical properties of root cementum: Part I. A new method for 3-dimensional evaluation, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120:198-208.

273. Srivicharnkul P, Kharbanda OP, Swain MV, Petocz P, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: Part 3. Hardness and elastic modulus after application of light and heavy forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127:168-176.

274. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Effects of the implant design on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis of original computer-aided design models. *J Periodontol* 2014; 85:333-338.

275. Cho SY, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2016; 36:49-58.

276. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol* 2012; 83:111-118.

277. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; 43:192-203.

278. Akça K, Uysal S, Cehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17:331-336.

10. ANEXOS

10.1. Indicios de calidad de la tesis.

10.1.1. Artículo original publicado en *BioMed Research International*.

Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D, Jiménez-Garrudo A, Sánchez-Lasheras F, Solaberrieta-Méndez E, Diéguez-Pereira M, Fernández-González FJ, Dehesa-Ibarra B, Monticelli F. Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: Finite element analysis. *Biomed Res Int.* 2016;2016:1850401.

10.1.2. Comunicación oral de investigación en el *XIV Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Bucal (SECIB)*. Seleccionada entre las ocho mejores para ser presentada en el auditorio principal.

Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Monticelli F, Jiménez-Garrudo A, Chávarri-Prado D, Solaberrieta-Méndez E, Dehesa-Ibarra B. Influencia del material de fabricación de implantes dentales en la transmisión de carga al terreno de soporte. XIV Congreso SECIB. Málaga 2016.

10.1.3. Comunicación oral de investigación en el *46 Congreso de la Sociedad Española de Prótesis Estomatológica y Estética (SEPES)*.

Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Monticelli F, Manero-Planella JM, Punset-Furriols M, Gil-Mur FJ. Tipificado y evaluación de las propiedades mecánicas de la aleación TiZr para implantes dentales. 46 Congreso SEPES. Bilbao 2016.

10.1.1. Artículo original publicado en *BioMed Research International*

Hindawi Publishing Corporation
BioMed Research International
Volume 2016, Article ID 1850401, 9 pages
<http://dx.doi.org/10.1155/2016/1850401>

*Research Article***Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis**

**Esteban Pérez-Pevida,¹ Aritza Brizuela-Velasco,¹ David Chávarri-Prado,²
Antonio Jiménez-Garrudo,³ Fernando Sánchez-Lasheras,⁴ Eneko Solaberrieta-Méndez,⁵
Markel Diéguez-Pereira,⁶ Felipe J. Fernández-González,^{7,8} Borja Dehesa-Ibarra,¹
and Francesca Monticelli¹**

¹Department of Surgery, Gynecology and Obstetrics, Faculty of Sports and Health Sciences, University of Zaragoza, Huesca, Spain

²Department of Stomatology I, Faculty of Medicine and Dentistry, University of the Basque Country, Leioa, Spain

³Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Salamanca, Salamanca, Spain

⁴Department of Construction and Manufacturing Engineering, Polytechnic School of Engineering, University of Oviedo, Gijón, Spain

⁵Department of Graphic Expression and Engineering Projects, Faculty of Engineering, University of the Basque Country, Bilbao, Spain

⁶Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Oviedo, Oviedo, Spain

⁷Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Oviedo, Oviedo, Spain

⁸Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Autónoma de Chile, Santiago de Chile, Chile

Correspondence should be addressed to Aritza Brizuela-Velasco; aritzabrizuela@hotmail.com

Received 6 October 2016; Accepted 31 October 2016

Academic Editor: Tamer Tüzüner

Copyright © 2016 Esteban Pérez-Pevida et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

The objective of the present study is to evaluate how the elastic properties of the fabrication material of dental implants influence peri-implant bone load transfer in terms of the magnitude and distribution of stress and deformation. A three-dimensional (3D) finite element analysis was performed; the model used was a section of mandibular bone with a single implant containing a cemented ceramic-metal crown on a titanium abutment. The following three alloys were compared: rigid (Y-TZP), conventional (Ti-6Al-4V), and hyperelastic (Ti-Nb-Zr). A 150-N static load was tested on the central fossa at 6° relative to the axial axis of the implant. The results showed no differences in the distribution of stress and deformation of the bone for any of the three types of alloys studied, mainly being concentrated at the peri-implant cortical layer. However, there were differences found in the magnitude of the stress transferred to the supporting bone, with the most rigid alloy (Y-TZP) transferring the least stress and deformation to cortical bone. We conclude that there is an effect of the fabrication material of dental implants on the magnitude of the stress and deformation transferred to peri-implant bone.

1. Introduction

The ability of dental implants to reliably rehabilitate edentulous spaces has been well studied, but these implants are not without their technical and biological problems [1].

One of the more frequent and most important biological issues is marginal crest bone loss around the dental implant. This type of bone loss can be influenced by a number of factors, including infection of the peri-implant tissue, mismatch between the attachment and the implant, surgical

trauma, and biomechanical factors related to occlusal load [2]. Wolff's law postulates that bone can be remodeled based on the forces applied during its normal function, modifying its internal and external architecture and changing its shape and density [3, 4]. Mechanically, bone behaves identically to any other material in that it undergoes deformation when subject to a load. In this sense, Frost proposed a criterion for remodeling bone based on the magnitude of the internal stress it undergoes when performing its designated function. In other words, bone can support a set amount of

deformation, beyond which microfractures can be produced, which in turn can result in bone loss [5]. Clinically, these microdeformations can translate into micromovements of teeth or implants. In teeth, micromovements are due to the elastic deformation of periodontal ligaments, constituting an unloading of the stress transferred to the support bone; on the other hand, in implants these micromovements are due exclusively to microdeformations of the peri-implant bone. Micromovements greater than 150 μm are not well tolerated by the bone-implant system, potentially translating to a loss of implant osseointegration [6]. In the case of the peri-implant bone, clinical reports describe the loss as occurring at the level of the marginal bone crest [7–9]. This localization coincides with the zones of major stress transfer to the support fixture during the application of functional and parafunctional forces [10].

Compared with the root of a natural tooth, the rigidity of an implant created with a conventional alloy (Ti6-Al-4V) is much greater than the rigidity of the support bone. According to the principle of “composite beam analysis,” when two materials with different elastic moduli (such as bone versus titanium) are placed in contact and one is subject to a load, the greatest stress is localized at the first point of contact between the two materials; in the case of dental implants, this point is the marginal bone crest [11, 12]. Hooke’s Law states that the deformation of a material depends on its elastic modulus and the stress it experiences. A greater elastic modulus results in a smaller deformation; thus, in the bone-implant system, it is the bone that tends to suffer greater deformations [13]. In short, to prevent peri-implant marginal bone loss, it is necessary to control the factors that influence the transfer of occlusal load to the bone-implant interface. Chiefly, these factors are the type of load (direction and magnitude), the macroscopic implant design, the implant surface treatment, the quality and amount of peri-implant bone, and the properties of the fabrication material of both the implant and the prosthesis [14].

The most common material used in the fabrication of dental implants is titanium. Traditionally, commercially pure titanium implants are used, but they are limited by the following poor mechanical properties: a relatively lower elastic modulus and tensile strength and a relatively high chance of corrosion. Consequently, there has been a shift to using alloys of titanium with other materials such as vanadium and aluminum instead. These alloys increase the elastic modulus and the tensile strength of the implant while decreasing the chance of corrosion. While the Ti-6Al-4V alloy is the most frequently used in the fabrication of dental implants, new and additional biomimetic alloys are currently being developed to achieve greater biocompatibility and assure correct functioning in the human body [15].

As a result of the demand for smaller implants that can be used in locations with limited bone or prosthetic space availability, more rigid alloys such as Ti-Zr have been developed that can resist potential implant fractures as a result of the application of functional loads [16].

Because of the importance of aesthetics to implant-based prosthetic rehabilitation, there has been a rise in the use of dental implants made with zirconia partially stabilized with

yttrium (Y-TZP), producing a more pleasing color than the unaesthetic look of the metal finish of titanium implants [17].

Each of these alloys has a significantly high Young’s modulus compared to bone. Young’s modulus of cortical bone is 15 GPa with a Poisson ratio of 0.30; in contrast, Young’s modulus of the Ti-6Al-4V alloy is 110 GPa, with a Poisson ratio of 0.35, and Young’s modulus of the Y-TZP alloy is 210 GPa, with a Poisson ratio of 0.31 [14–17]. As a result, new alloys with elastic properties that better mimic the properties of pristine bone with better biomimetics and biocompatibility than the aforementioned alloys have recently been developed. Chief among these new alloys are hyperelastic alloys, such as titanium-niobium-zircon (Ti-Nb-Zr), which, in addition to titanium and zircon, add metals such as niobium. These additives reduce Young’s modulus to 71 GPa, which is closer to that of natural bone [18, 19].

Various studies demonstrate the excellent biomechanical behavior and the biocompatibility of the Ti-Nb-Zr alloy in biomedicine with new thermal alloy and surface treatments, including the addition of new metals such as tantalum [20–22]. Despite these studies, there is no sufficient evidence supporting its use as a fabrication material for dental implants.

In this context, finite element analysis was performed to obtain specific data about both the magnitude and distribution of tension and deformation transferred from the implant to the supporting bone. Numerous articles appear in the literature that have investigated the biomechanical behavior of different types of dental implant and implant-supported prosthetic rehabilitations. But to date no literature has evaluated the biomechanical consequences for the bone supporting the implant, comparing the various alloys used for fabricating dental implants, which present widely varying elasticity.

For this reason, the objective of the present finite element study is to evaluate the influence of the elastic properties of the implant fabrication materials on peri-implant bone load transfer in terms of the magnitude and distribution of stress and deformation.

Our hypothesis is that an implant fabricated using an alloy with relatively low Young’s modulus, such as Ti-Nb-Zr, will transfer less stress and produce less microdeformation in the peri-implant bone when compared to alloys with higher elastic moduli.

2. Materials and Methods

2.1. Design of the Finite Element Model. A three-dimensional (3D) finite element model was created to evaluate the magnitude and distribution of the stress in the peri-implant bone of a single implant with a crown cemented to a titanium abutment. The model created was a section of edentulous, posterior mandibular type II bone according to the classification scheme of Lekholm and Zarb [27]. The bone surrounding the implant was 23 mm high and 12 mm wide with a 1-mm-thick cortical bone layer and the rest comprised trabecular bone.

The reference for the macroscopic design of the threaded implant was a standard internal connection implant with

TABLE 1: Mechanical properties of materials and fixtures.

Material	Component	Young's modulus (GPa)	Poisson ratio	Reference
Cortical bone		15	0.30	Geng et al. [23]
Spongy bone		1	0.25	Geng et al. [23]
Y-TZP	Implant	210	0.31	Piconi and Maccauro [17]
Ti-6Al-4V alloy	Abutment and screw	107.2	0.30	Álvarez et al. [24]
	Implant	110	0.35	Álvarez et al. [24]
Ti-Nb-Zr alloy	Implant	71	0.32	López et al. [25]
Cr-Co alloy	Crown interior	218	0.33	Álvarez et al. [24]
Feldspathic porcelain	Crown surface	65	0.25	Bona et al. [26]

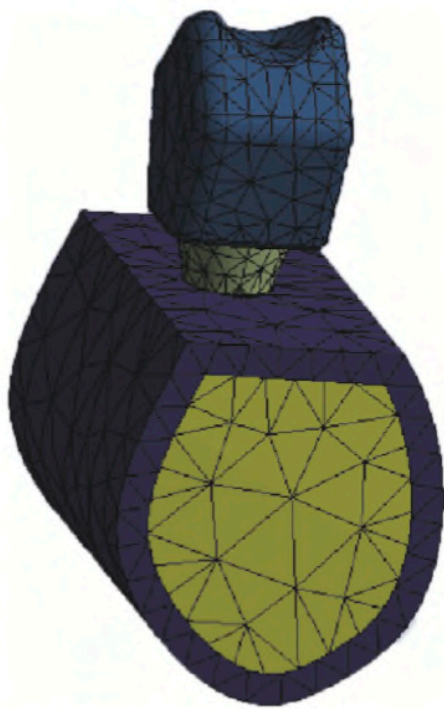


FIGURE 1: Finite element model used.

the following parameters: a 2.8 mm polished neck (Straumann Standard, Institute Straumann AG, Basel, Switzerland), 10 mm in length, 4.1 mm in body width and 4.8 mm in platform width. The body of the implant was aligned with the treated surface beneath the osseous crest in the cortical bone, simulating the ideal positioning of an implant with these characteristics. The cemented titanium abutment was modeled as a 4.8-mm-wide and 5.5-mm-tall platform (RN synOcta, Institute Straumann AG, Basel, Switzerland) and a titanium retaining screw.

A metal-ceramic crown was modeled using a Cr-Co alloy and a feldspathic ceramic surface; the crown was 8 mm tall and 10.6 mm wide, with a thickness of 3 mm (1 mm metal alloy and 1 mm ceramic surfacing), and was cemented to the titanium abutment. The finite element model used is shown in Figure 1.

2.2. Material Properties and Interface Conditions. The properties of the materials used in the finite element model were

obtained from the literature and are listed in Table 1. The materials used in this model are treated as linearly elastic, homogeneous, and isotropic. The interface between the bone and implant is assumed to be a 100% ideal osseointegration. The cement layer between the crown and abutment was ignored, assuming a precise passive fit and an effective joining of the two components. The same model was used for all of the conditions, only changing the appropriate mechanical properties of the implant to compare the behavior of the different fabrication alloys (Ti-6Al-4V, Ti-Zr, Y-TZP, and Ti-Nb-Zr).

2.3. Load and Edge Conditions. For each of the conditions, a load of 150 N was applied to the central occlusal fossa of the crown in the buccolingual direction and at 6° relative to the axial axis of the implant as shown in Figure 2, simulating the physiological load conditions of a mandibular premolar-molar section.

Stress (according to the von Mises yield criterion) and deformation data were obtained numerically.

Finite element modeling was performed using the commercial software Ansys 11.0 (Ansys, Swanson Analysis System, Canonsburg, PA, USA). The finite element model used was composed of 33268 elements and 45517 nodes.

3. Results

The results focus on the highest and lowest von Mises stress values, the stress distribution in the bone surrounding the implant and in the implant itself, and the deformation of both components in the model. To facilitate interpretation of the data, we separate the results for stress and deformation in the cortical bone, in the trabecular bone and in the implant for each of the fabrication alloys.

The maximum and minimum stresses transferred to the bone and implants are shown in Table 2.

In cortical bone, the highest maximum stress transferred was produced in the Ti-Nb-Zr model at 17.271 MPa, while the lowest maximum stress was produced by the Y-TZP model at 16.206 MPa. The opposite holds for the minimum stress transferred; the lowest value was produced by the Ti-Nb-Zr model (0.1416 MPa), while the highest minimum stress was produced by the Y-TZP model (0.1434 MPa). Consequently, the maximum (16.945 MPa) and minimum (0.14238 MPa)

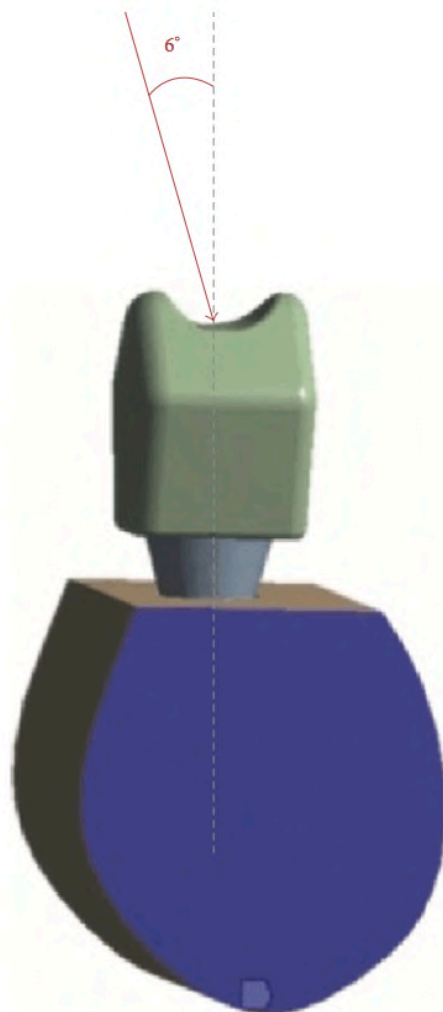


FIGURE 2: Load conditions used in the finite element analysis.

TABLE 2: Maximum and minimum von Mises stresses (MPa) in cortical and trabecular bones and implants for all fabrication materials.

Fabrication material		von Mises stress (MPa)		
		Cortical	Trabecular	Implant
Y-TZP	Min	0.1434	0.03851	0.953
	Max	16.206	2.142	113.22
Ti-6Al-4V	Min	0.14238	0.03779	0.748
	Max	16.945	2.038	91.23
Ti-Nb-Zr	Min	0.1416	0.03716	0.638
	Max	17.271	1.948	76.673

stresses delivered by the Ti-6Al-4V alloy were in the middle of these ranges.

The results show that there is greater stress transfer in the cortical bone compared with trabecular bone, independent of the typology of the alloy. Additionally, the results observed in the trabecular bone are opposite of the results observed in the cortical bone: the highest value

TABLE 3: Maximum and minimum deformations (μm) in cortical and trabecular bone and in implants for the different fabrication materials.

Fabrication materials		Deformation (μm)		
		Cortical	Trabecular	Implant
Y-TZP	Min	0	0	45.711
	Max	59.971	58.745	73.093
Ti-6Al-4V	Min	0	0	45.006
	Max	62.516	60.55	83.145
Ti-Nb-Zr	Min	0	0	44.492
	Max	64.999	62.441	93.979

of maximum stress transferred is caused by Y-TZP with 2.142 MPa, followed by Ti-6Al-4V (2.038 MPa) and Ti-Nb-Zr (1.948 MPa). The values of transferred minimum stress for the trabecular bone were ordered in the same way as the cortical bone; however, the highest value corresponded to Y-TZP (0.03851 MPa), followed by Ti-6Al-4V (0.03779 MPa) and Ti-Nb-Zr (0.03716 MPa).

The results also show that the greatest stress is transferred to the implants, which is significantly different with respect to bone, including the cortical layer. However, although the three models were tested using the same load conditions, the stress imparted is different and is influenced by the elastic properties of the different alloys. In this way, the alloy that received the greatest maximum stress was the most rigid one, Y-TZP, with a value of 113.22 MPa, while the alloy that received the lowest maximum stress was the least elastic alloy, Ti-Nb-Zr, with a value of 76.673 MPa. The value Ti-6Al-4V was consequently between these two values. The same order applies for the minimum transferred stress: the highest value was produced by Y-TZP (95.39 MPa) and the lowest by Ti-Nb-Zr (63.88 MPa).

There were no substantial differences observed in analyzing the stress distributions between the three models. In each case, there is a clear distribution of stress in the most coronal bone region in contact with the implant, which is the cortical bone corresponding to the marginal crest bone. This distribution can be explained using the principle of "composite beam analysis" mentioned previously. The stress transferred to the peri-implant bone is distributed primarily to the side corresponding to the direction of the vector of the applied load. In this case, this vector has a buccolingual direction and so the stress is distributed primarily in the lingual sector of the bone surrounding the implant. There is also some distribution of transferred stress in the bone adjacent to the apex of the implant that corresponds to the axial component of the applied load on the model.

Finally, Table 3 shows the values of the deformation expressed in micrometers (μm). In the cortical bone, the highest value of deformation was observed in the Ti-Nb-Zr alloy (64.99 μm) and the lowest in the Y-TZP alloy (59.97 μm).

Similar results were obtained for the trabecular bone: the highest deformation was found in the Ti-Nb-Zr alloy (62.44 μm) and the lowest in the Y-TZP alloy (58.74 μm).

At the level of the implant itself, the maximum deformation was produced by the Ti-Nb-Zr alloy at $93.97 \mu\text{m}$ and the lowest by the Y-TZP alloy at $73.09 \mu\text{m}$.

4. Discussion

This study uses a 3D finite element analysis to compare the magnitude and distribution of stress and the deformation of peri-implant bone and the implant itself based on the elastic characteristics of three alloys used in the fabrication of the following dental implants: Y-TZP, Ti-6Al-4V, and Ti-Nb-Zr.

In light of the results observed, it is not possible to completely confirm the hypotheses presented at the start of the study, though differences were observed in the transfer of stress depending on the elastic behavior of the implant. However, these results must be evaluated carefully because validation of the stress analysis using finite element depends on the degree to which material properties and geometries, the applied load, and conditions at the interface align with reality [28]. In this study, it was assumed that the simulated structures in the model were homogeneous, isotropic, and linearly elastic, although these assumptions are not always the case, especially in bone. The assumptions made here, however, taken to simplify the model to be able to complete the analysis, are not different compared to the assumptions made in other studies that evaluate the behavior of stress in models of single implants [12, 23, 24, 29].

Our study used cortical and trabecular bone possessing identical geometries and mechanical properties for each of the models. In this way, the model agrees with a majority of biomechanical studies of finite elements, although there are a number of studies that delineate a transitional bone type with trabecular and cortical properties that is in contact with the surface of the implant and possesses Young's modulus and a Poisson ratio different from the rest of the modeled bone and simulating bone in the process of scarification [30]. In our study, trabecular and cortical bone possess identical mechanical properties in each of the models, given our supposition of established osseointegration versus an ongoing process of bone healing.

Our analysis used an occlusal load of 150 N at an angle of 6° relative to the axial axis of the implant, simulating the average values produced in a patient with dental implants and similar to the normal occlusal forces generated during mastication [31, 32]. During the actual mastication process, however, much more complicated load patterns are produced that are nearly impossible to replicate, necessitating the simplified load conditions used for our models. Not surprisingly, it should be noted that the forces tested in our analysis are essentially static, corresponding to the characteristic forces of a central bruxism, as opposed to masticatory forces, which would be primarily dynamic. Furthermore, the type of load in conjunction with the elastic properties of the support material can influence the biomechanical result. These limitations have to be considered when interpreting the final results.

To better interpret the stress and deformation results, we will concentrate on the Y-TZP and Ti-Nb-Zr materials, as

their properties correspond to the extremes of the range of values obtained from our simulations.

Following the application of the load, there were no differences observed in the distributions of stress at the surrounding bone due to the different fabrication materials; thus, given the same dental implant design, the mechanical properties of the fabrication material do not seem to affect the distribution of stresses in the peri-implant bone. Figures 3 and 4 show the stress distributions in the bone, both cortical and trabecular, and in the implants created from Y-TZP (Figure 3) and Ti-Nb-Zr (Figure 4). In both cases, the peaks of stress for all the variables were located in the marginal cortical bone in contact with the implant on the side corresponding to the directional vector of the applied load. These results are in line with the majority of studies using finite element testing for single implants [12, 23, 24, 29].

Similarly, there were no differences observed in the distribution of the stress transferred to the implant across the different fabrication materials used; however, there were significant differences in the magnitudes of the stress delivered to each of the different implants. The material that received the greatest stress was Y-TZP, while the one that received the least amount of stress was Ti-Nb-Zr; thus, there appears to be a direct relationship between Young's modulus of the material and the stress transferred to the implant itself. This result can be explained by the elastic characteristics of the fabrication material; for the same load and implant design, a more rigid implant absorbs more stress. Similar results were obtained by Çağlar et al. in their analysis of finite element comparing zircon and titanium implants [33–35]. These results also correspond to the results of Osman et al. who analyzed a denture model and, in comparing the two materials, found similar results but with smaller differences in the two materials [36], likely because the design of the prosthesis was different from the one studied here and from the designs in the previously cited studies.

The greatest von Mises stress transferred to the cortical bone was produced around the Ti-Nb-Zr implant, which was the one with the smallest elastic modulus. Thus, an inverse relationship between the elastic modulus of the implant and the stress transferred to the cortical bone seems to exist.

The opposite result occurred in the trabecular bone: the lowest stress occurred around the implant created from Ti-Nb-Zr. Therefore, the alloy with the lowest elasticity modulus appears to transfer less stress to the bone structure with a lower Young's modulus and thus is closer to the implant material; yet it transfers the greatest amount of stress to cortical bone, which has a greater elastic modulus.

It can therefore be argued that when the peri-implant bone possesses a greater Young's modulus, for example, that of cortical bone, better biomechanical behavior and therefore lower stress transfer to bone are achieved with implant fabrication materials with high elastic moduli, such as the Y-TZP alloy used in our study. On the other hand, for bone with a lower elasticity modulus, such as trabecular bone, less stress is transferred when the implant is made using alloys with mechanical properties similar to bone; therefore, the ideal implant material would have a low Young's modulus, such as the Ti-Nb-Zr alloy in our model. Çağlar et al. evaluate the

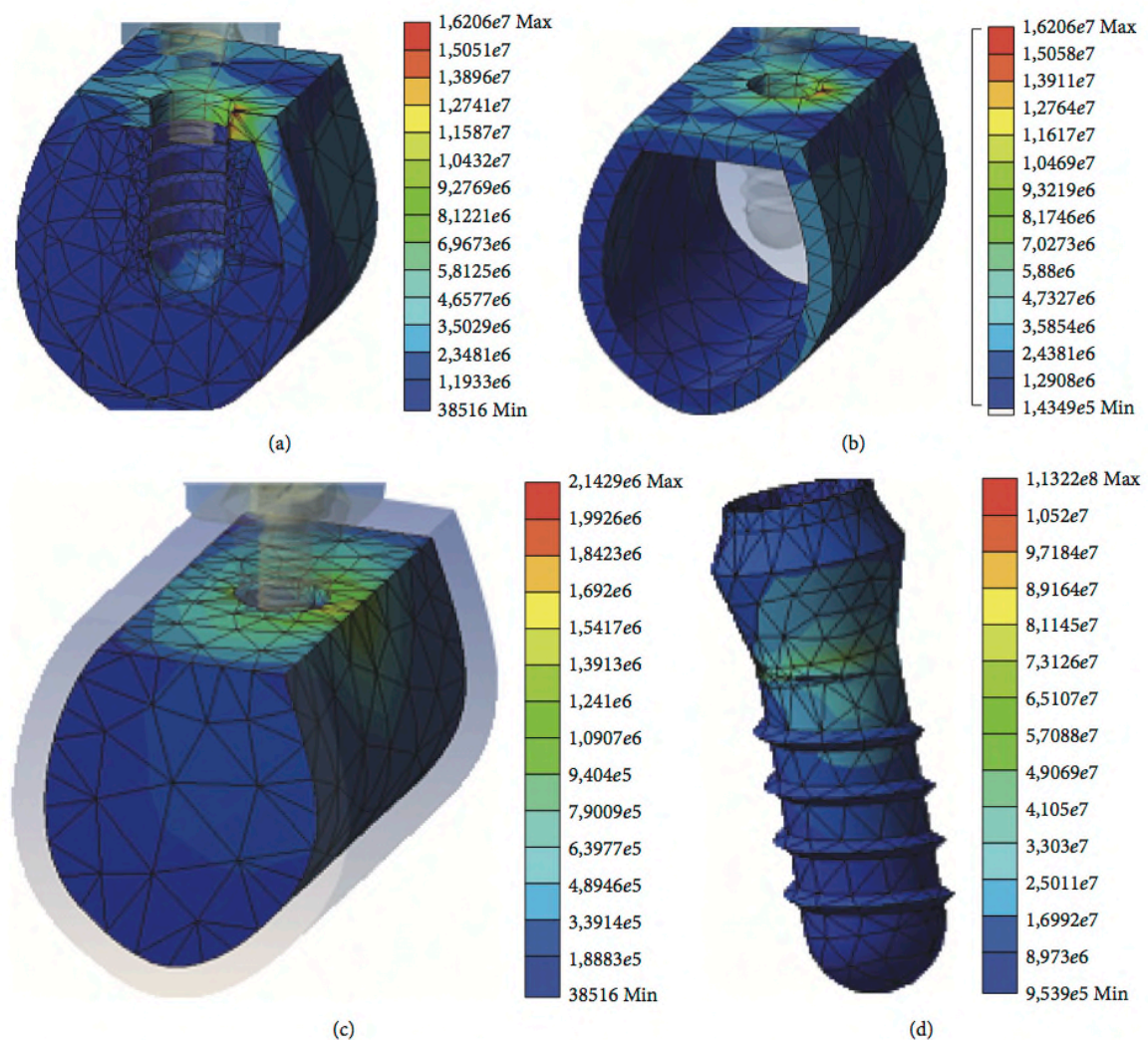


FIGURE 3: Distribution of the stress in the entire model (a), cortical bone (b), trabecular bone (c), and implant (d) for the Y-TZP material.

biomechanical behavior of zircon and titanium implants and obtain results similar to ours: the stress transfer to cortical bone is greater with implants with lower Young's moduli. However, they observe similar results when looking at the stress at the trabecular bone, while our analysis shows that less stress is transferred using an implant with a low Young's modulus, albeit with smaller differences than the differences found in cortical bone [33].

The cortical bone thus absorbs the greater part of the distribution of transferred stress. To prevent this bone from being subjected to even greater stress, implants made from alloys with a high elastic modulus could have better biomechanical behavior. Additionally, in implants, the marginal cortical bone is of vital importance to the maintenance and correct prognosis of implant-based prosthetic rehabilitation, and thus, it is important that the distribution of transferred stress here be supported by the structure.

In both bone structures (cortical and trabecular), we found an inverse relationship between deformation and

Young's modulus of the fabrication material; that is, when the elastic modulus is low, the deformation experienced by both the cortical and trabecular bone is high. The deformation data obtained in the cortical and trabecular bone for the same fabrication material are very similar, meaning that although cortical bone receives more stress than trabecular bone, they deform practically the same amount due to the higher elastic modulus and rigidity of the cortical bone.

This behavior of stress distribution is in line with the basic principle of the conservation of energy; for the same load, the implant that receives less stress transfers more at the first point of contact with bone and thus transfers less to the rest of the bone. That is, an implant with a low elastic modulus (Ti-Nb-Zr) absorbs less stress but transfers more stress to cortical bone and less to trabecular bone and vice versa for the implant with a high elastic modulus (Y-TZP).

The deformation that the implant undergoes is also inversely proportional to Young's modulus of its fabrication material. The implant that underwent the greatest

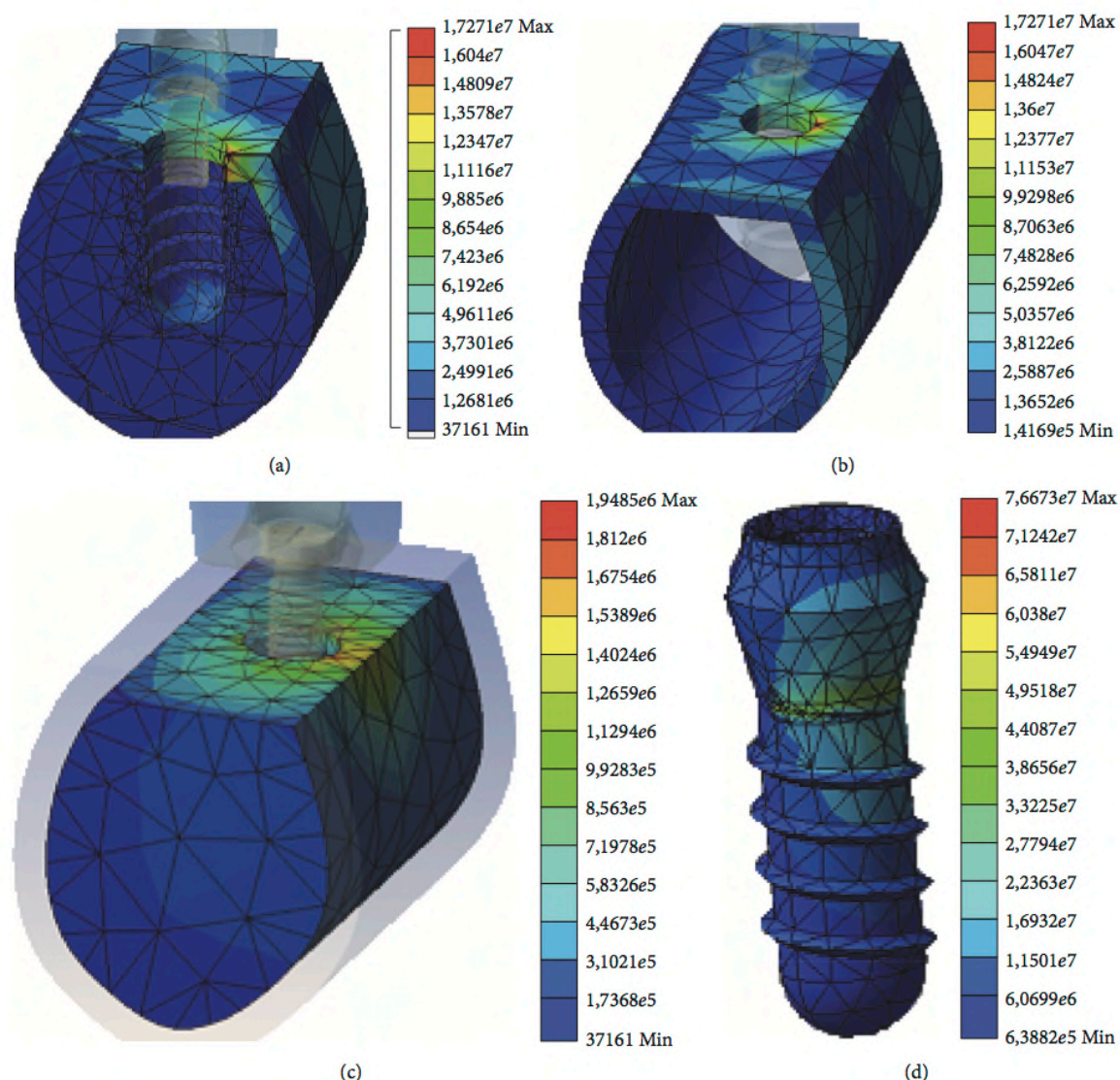


FIGURE 4: Distribution of the stress in the entire model (a), cortical bone (b), trabecular bone (c), and implant (d) for the Ti-Nb-Zr material.

deformation was the Ti-Nb-Zr implant, which concurs with the increase in deformation of the bone surrounding the implant because maintaining good osseointegration between bone and implant requires the bone to deform just as much as the implant does.

Extrapolating the deformation results for peri-implant bone in this in vitro study to clinical reality, the deformations obtained are so low that they have to be measured in micrometers, the largest produced where cortical bone made contact with the Ti-Nb-Zr implant ($64.99 \mu\text{m}$). These deformation values could be compatible with a good prognosis of implant-based prosthetic rehabilitation because they do not pass the $150 \mu\text{m}$ threshold, the accepted tolerance limit of the system. Deformations that exceed this amount could translate to loss of implant osseointegration [6]. However, importance should

be given to the quantitative results of this study; the finite element model created here is carried out using a perfect physiological load on the implant, which are load conditions that are difficult to replicate in vivo.

Given the limitations of extrapolating results to clinical practice and the fact that it is impossible to reproduce oral physiological and anatomical conditions exactly in finite elements analysis, the present results should be treated with caution.

Nevertheless, according to the results, implant with a high elastic modulus would appear to display better biomechanical behavior, particularly when in contact with cortical bone with a higher elastic modulus, in which the greater percentage of tension is distributed prior to functional loading.

5. Conclusions

On the basis of the data analysis and given the limitations of the finite element analysis, we can conclude the following:

- (1) The dental implant fabrication material affects the magnitude of the stress transferred both to the peri-implant bone and to the implant itself.
- (2) The greatest transferred stress was obtained from cortical bone using a Ti-Nb-Zr implant. In bone with a high Young's modulus or in cortical bone, the greatest stress transfer occurs when the fabrication material of the implant has a low Young's modulus.
- (3) There were no significant differences among the three implant fabrication materials with regard to the distribution of stress in either the surrounding bone or the implant itself. The stress is distributed primarily in the marginal crest region of the peri-implant cortical bone.
- (4) There is a proportional, inverse relationship between the deformation of the peri-implant bone and the dental implant fabrication material. A low elastic modulus in the fabrication material results in greater cortical and trabecular bone deformation, contrary to our initial hypothesis.

Competing Interests

The authors declare that there is no conflict of interests regarding the publication of this paper.

References

- [1] R. Adell, B. Eriksson, U. Lekholm, P. I. Brånemark, and T. Jemt, "Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 5, no. 4, pp. 347–359, 1990.
- [2] C. E. Misch, J. B. Suzuki, F. M. Misch-Dietsh, and M. W. Bidez, "A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support," *Implant Dentistry*, vol. 14, no. 2, pp. 108–116, 2005.
- [3] H. M. Frost, "From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications," *The Anatomical Record*, vol. 262, no. 4, pp. 398–419, 2001.
- [4] E. Roberts, L. Garetto, and N. Breznjak, *Bone Physiology and Metabolism*, Mosby, St Louis, Miss, USA, 1994.
- [5] H. M. Frost, "A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians," *The Angle Orthodontist*, vol. 74, no. 1, pp. 3–15, 2004.
- [6] S. Szmukler-Moncler, H. Salama, Y. Reingewirtz, and J. H. Dubruille, "Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature," *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 43, no. 2, pp. 192–203, 1998.
- [7] L. Laurell and D. Lundgren, "Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis," *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 13, no. 1, pp. 19–28, 2011.
- [8] C. T. Firme, M. V. Vettore, M. Melo, and G. M. Vidigal Jr., "Peri-implant bone loss around single and multiple prostheses: systematic review and meta-analysis," *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 29, no. 1, pp. 79–87, 2014.
- [9] K. Akça, S. Uysal, and M. C. Çehreli, "Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 17, no. 3, pp. 331–336, 2006.
- [10] R. Skalak, "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 49, no. 6, pp. 843–848, 1983.
- [11] T. Baumeister and E. A. Avallone, *Mark's Standard Handbook of Mechanical Engineers*, McGraw-Hill, New York, NY, USA, 1978.
- [12] E. Kitamura, R. Stegaroiu, S. Nomura, and O. Miyakawa, "Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 32, no. 4, pp. 279–286, 2005.
- [13] S. Timoshenko and J. N. Goodier, *Theory of Elasticity*, McGraw-Hill, New York, NY, USA, 1951.
- [14] A. Kozlovsky, H. Tal, B.-Z. Laufer et al., "Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 18, no. 5, pp. 601–610, 2007.
- [15] M. Niinomi, "Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods," *Science and Technology of Advanced Materials*, vol. 4, no. 5, pp. 445–454, 2003.
- [16] T. Lee, T. Ueno, N. Nomura, N. Wakabayashi, and T. Hanawa, "Titanium-Zirconium binary alloy as dental implant material: analysis of the influence of compositional change on mechanical properties and in vitro biologic response," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 31, no. 3, pp. 547–554, 2016.
- [17] C. Piconi and G. Maccauro, "Zirconia as a ceramic biomaterial," *Biomaterials*, vol. 20, no. 1, pp. 1–25, 1999.
- [18] R. Karre, M. K. Niranjana, and S. R. Dey, "First principles theoretical investigations of low Young's modulus beta Ti-Nb and Ti-Nb-Zr alloys compositions for biomedical applications," *Materials Science and Engineering C*, vol. 50, pp. 52–58, 2015.
- [19] C. H. Park, C. S. Lee, Y.-J. Kim, J.-H. Jang, J.-Y. Suh, and J.-W. Park, "Improved pre-osteoblast response and mechanical compatibility of ultrafine-grained Ti-13Nb-13Zr alloy," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 22, no. 7, pp. 735–742, 2011.
- [20] Q. Meng, S. Guo, Q. Liu, L. Hu, and X. Zhao, "A β -type TiNbZr alloy with low modulus and high strength for biomedical applications," *Progress in Natural Science: Materials International*, vol. 24, no. 2, pp. 157–162, 2014.
- [21] V. Brailovski, S. Prokoshkin, M. Gauthier, K. Inaekyan, and S. Dubinskiy, "Mechanical properties of porous metastable beta Ti-Nb-Zr alloys for biomedical applications," *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 577, supplement 1, pp. S413–S417, 2013.
- [22] L. M. Elias, S. G. Schneider, S. Schneider, H. M. Silva, and F. Malvisi, "Microstructural and mechanical characterization of biomedical Ti-Nb-Zr(-Ta) alloys," *Materials Science and Engineering A*, vol. 432, no. 1–2, pp. 413–417, 2013.
- [23] J.-P. A. Geng, K. B. C. Tan, and G.-R. Liu, "Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 85, no. 6, pp. 585–598, 2001.
- [24] A. Álvarez-Arenal, L. Segura-Mori, I. Gonzalez-Gonzalez, and A. Gago, "Stress distribution in the abutment and retention

- screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching," *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 28, no. 3, pp. e112–e121, 2013.
- [25] C. I. López, L. A. Laguado, and L. E. Forero, "Evaluación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones Ti_6Al_4V y $TiNbZr$ (Tiadyne™) por análisis de elementos finitos," *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, vol. 1, no. 1, pp. 47–54, 2009.
 - [26] A. D. Bona, K. J. Anusavice, and P. H. DeHoff, "Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures," *Dental Materials*, vol. 19, no. 7, pp. 662–669, 2003.
 - [27] U. Lekholm and G. A. Zarb, "Patient selection and preparation," in *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry*, P. I. Brånemark, G. A. Zarb, and T. Albreksson, Eds., pp. 199–209, Quintessence, Chicago, Ill, USA, 1985.
 - [28] H. J. Meijer, F. J. Starmans, F. Bosman, and W. H. Steen, "A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 20, no. 2, pp. 147–157, 1993.
 - [29] G. Papavasiliou, P. Kamposiora, S. C. Bayne, and D. A. Felton, "Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 76, no. 6, pp. 633–640, 1996.
 - [30] Á. Álvarez-Arenal, L. Segura-Mori, I. Gonzalez-Gonzalez, H. DeLlanos-Lanchares, F. Sanchez-Lasheras, and J. Ellacuria-Echevarria, "Stress distribution in the transitional peri-implant bone in a single implant-supported prosthesis with platform-switching under different angulated loads," *Odontology*, 2016.
 - [31] M. Watanabe, Y. Hattori, and C. Satoh, "Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion," *International Congress Series*, vol. 1284, pp. 21–27, 2005.
 - [32] J. B. Brunski, D. A. Puleo, and A. Nanci, "Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments," *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 15, no. 1, pp. 15–46, 2000.
 - [33] A. Çağlar, B. T. Bal, S. Karakoca, C. Aydin, H. Yilmaz, and S. Sarisoy, "Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants," *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 26, no. 5, pp. 961–969, 2011.
 - [34] M. Bankoğlu Güngör and H. Yilmaz, "Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: a three-dimensional finite element analysis," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 116, no. 3, pp. 346–355, 2016.
 - [35] B. T. Bal, A. Çağlar, C. Aydin, H. Yilmaz, M. Bankoğlu, and A. Eser, "Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants," *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 28, no. 1, pp. e27–e38, 2013.
 - [36] R. B. Osman, A. H. Elkhadem, S. Ma, and M. V. Swain, "Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 28, no. 5, pp. 198–208, 2013.

10.1.2. Comunicación oral de investigación en el *XIV Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Bucal (SECIB)*.

XIV CONGRESO SECIB
MÁLAGA 17-19 NOVIEMBRE DE 2016

MEDICINA ORAL PATOLOGÍA ORAL CIRUGÍA BUCAL

ISSN 1698-4447

Factor de impacto en JCR (edición 2015): 1.087

Órgano oficial de las sociedades científicas:

- Sociedad Española de Medicina Oral
- Sociedad Española de Cirugía Bucal
- Sociedad Española de Odontología para el Minusválido y pacientes especiales
- Academia Portuguesa de Medicina Oral
- Sociedad Española de Gerodontología
- Sociedad Española de Láser Odontostomatológico
- Sociedad Española de Disfunción Craneomandibular y Dolor Orofacial
- Academia Iberoamericana de Patología y Medicina Bucal

INDEXADA

Science Citation Index Expanded , Journal Citation Reports
Index Medicus, MEDLINE, PubMed
Scopus, Embase and Emcare, Índice Médico Español, Dialnet, Latindex



Málaga
SECIB 2016
17-19 de noviembre
XIV Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Bucal
Palacio de congresos de Málaga

La luz en la Cirugía Bucal



Introducción: In vitro el plasma promueve la propagación celular y podría mejorar la adhesión entre los tejidos blandos y los aditamentos protésicos.

Objetivo: Se realizó un ensayo clínico controlado aleatorizado a triple ciego para valorar in vivo el efecto de limpiar la superficie de aditamentos protésicos con plasma de Argón sobre la adhesión celular y la orientación de las fibras de colágeno en un estadio de cicatrización temprano.

Material y Método: Treinta pacientes sanos con implantes sumergidos recibieron aleatoriamente en la segunda cirugía un pilar especialmente diseñado tal y como lo proporciona el fabricante (grupo control) o tratado con plasma de Argón (grupo experimental). A las dos semanas se obtuvo una biopsia de los tejidos en contacto con el pilar y se retiraron los pilares. La superficie del pilar se estudió con microscopía electrónica de barrido. Se analizó: porcentaje de área ocupada por células presencia o ausencia de células aspecto de células adheridas y presencia de contaminantes.

Además se realizó un estudio histológico para evaluar la densidad y la orientación de las fibras de colágeno en los tejidos blandos periimplantarios. El análisis estadístico se llevó a cabo mediante la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov y la prueba de homogeneidad de varianzas de Levene.

Resultados: El área media ocupada por células fue de 1514% (rango 291 a 4427) y 3375% (rango 237 a 684) para el grupo control y experimental respectivamente. Esta diferencia tuvo tendencia a la significatividad ($P=0,089$). La proporción de muestras presentando células adheridas fue homogénea entre los dos grupos. En 17 casos las células se adhirieron de manera eficiente y en 11 casos las células presentaron filopodios sin diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Ningún caso del grupo experimental mostró contaminación con "cocobacterias" dando lugar a diferencias estadísticamente significativas entre grupos ($P=0,006$). La densidad de las fibras de colágeno fue mayor en el área "basal" "medial" y "coronal" del grupo experimental comparado con el control con una diferencia estadística en el área basal. La orientación de las fibras varió de acuerdo al área coordinada con fibras oblicuas más predominantes en el grupo experimental que en el control.

Conclusión: El plasma de Argón favorece la adhesión celular e influye positivamente en la orientación de las fibras de colágeno. Se necesitan más estudios para confirmar estos resultados y para estudiar la posible relevancia clínica en el mantenimiento de la salud de los tejidos periimplantarios.

**SÁBADO 19 DE NOVIEMBRE
SALA PRINCIPAL - 13:00 H.**

C75 - INFLUENCIA DEL MATERIAL DE FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES EN LA TRANSMISIÓN DE CARGA AL TERRENO DE SOPORTE

Pérez Pevida E.; Brizuela Velasco A.; Monticelli F.; Jiménez Garrudo A.; Chávarri Prado D.; Solabarrieta Méndez E.; Dehesa Ibarra B.

Introducción: La aleación Ti6Al4V la más utilizada en la fabricación de implantes posee un Módulo de Young de 110 GPa lo cual dista mucho del relativo al hueso que es de 14GPa en hueso cortical y 1.4GPa en hueso esponjoso.

Esto supone un problema biomecánico puesto que según el fenómeno de análisis de haz complejo cuando dos materiales unidos con diferentes Módulos de Young son sometidos a carga transmiten la tensión principalmente en el primer punto en el que entran en contacto.

Como consecuencia la tensión y por tanto deformación en el caso de los implantes se concentra a nivel de la cresta ósea produciendo la pérdida de hueso marginal. Por necesidades comerciales se han desarrollado aleaciones de implantes tales como TiZr e implantes cerámicos de Y-TZP con propiedades elásticas distintas a la aleación Ti6Al4V.

Objetivos: Evaluar la influencia del material de fabricación de implantes dentales en la transferencia de tensión al hueso periimplantario tras la aplicación de carga funcional.

Material y Método: Se realiza Análisis de Elementos Finitos de modelo de hueso mandibular en zona premolar con implante de 4mm de diámetro y 10mm de longitud con corona metal-cerámica cementada sobre pilar de titanio.

A cada componente del modelo se le otorga sus propiedades elásticas correspondientes Módulo de Young y Coeficiente de Poisson. El único componente que varía sus propiedades es el implante dependiendo del material evaluado Ti6Al4V TiZr o Y-TZP.

Se aplica al modelo una carga de 150N sobre fosa central y 6 grados respecto al plano oclusal simulando así una carga funcional en sector premolar. Tras el análisis se recogen los datos de tensión transferida al hueso periimplantario tanto la magnitud como las características de su distribución.

Resultados: Los resultados muestran diferencias significativas en la tensión que sufre el hueso ante la aplicación de carga funcional dependiendo del material de fabricación del implante dental utilizado.

XIV CONGRESO NACIONAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE CIRUGÍA BUCAL

La mayor tensión transferida al hueso de soporte se obtiene cuanto más elevado es el Módulo de Young del material de fabricación de implante y se localiza en los primeros milímetros de hueso marginal crestal.

Conclusiones: El material utilizado en la fabricación de implantes dentales parece influir significativamente en la transferencia de carga al hueso periimplantario. Cuanto más diferencia exista entre las características elásticas del implante y el hueso prístino parece existir mayor tensión transferida al terreno de soporte y por tanto mayor riesgo de deformación y pérdida del hueso marginal periimplantario.

Málaga
SECIB 2016
17-19 de noviembre

XIV Congreso de la Sociedad
Española de Cirugía Bucal

CERTIFICADO DE COMUNICACIÓN ORAL

certificamos que

**Esteban Pérez; Aritza Brizuela; Francesca Monticelli;
Antonio Jiménez; David Chávarri;
Eneko Solabarrieta; Borja Dehesa**

han presentado la comunicación oral que lleva por título

**Influencia del material de fabricación de implantes dentales en
la transmisión de carga al terreno de soporte**

en el XIV Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Bucal, celebrado del 17
al 19 de noviembre de 2016. Para que así conste, a todos los efectos oportunos,
firmamos el presente certificado en Málaga a 19 de noviembre de 2016.

SECIB
Sociedad Española de
Cirugía Bucal

[Firma]

Pablo Galindo Mareno Daniel Torres Lagares
Presidentes del Comité Organizador del XIV Congreso Nacional SECIB

[Firma]

[Firma]

Eduard Valmaseda Castellón
Presidente de la SECIB



10.1.3. Comunicación oral de investigación en el 46 Congreso de la Sociedad Española de Prótesis y Estética (SEPES).



13, 14 y 15 de Octubre PALACIO EUSKALDUNA

COMUNICACIONES DEL CONGRESO ANUAL

www.sepesbilbao2016.sepes.org



 **Dentsply
Sirona**
*Patrocinador de
las COI y las COC*

 **Science.
Applied to Life.**
*Premio al mejor
Póster Clínico*

 **howden**
*Premio al mejor
Póster de Investigación*

16:30h**COI - 48****TIPIFICADO Y EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA ALEACIÓN TiZr PARA IMPLANTES DENTALES.****Autor principal:** ESTEBAN PÉREZ PEVIDA**Coautores:** ARITZA BRIZUELA VELASCO, FRANCESCA MONTICELLI, JOSÉ MARÍA MANERO PLANELLA, MIQUEL PUNSET FUSTE, FRANCISCO JAVIER GIL MUR**Centro de trabajo:** UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA**INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS**

La aleación Ti6Al4V, la más utilizada en la fabricación de implantes dentales, presenta un módulo de Young o elasticidad tipificado de 110 GPa, el cual dista mucho del relativo al hueso que es de aproximadamente 14GPa en hueso cortical y 14GPa en hueso esponjoso. Por la necesidad de comercialización de implantes dentales más estrechos se han desarrollado aleaciones, como la TiZr, con mayor rigidez para así evitar la posible fractura del implante estrecho ante la aplicación de las cargas funcionales. Existen ensayos de la utilización de esta aleación para aplicaciones médicas, aún así no se encuentran publicadas en la literatura actual las propiedades mecánicas de dicha aleación. El objetivo del ensayo es tipificar las propiedades mecánicas, Módulo de Young y Coeficiente de Poisson, de la aleación TiZr.

METODOLOGÍA

Se utilizan 5 implantes de aleación TiZr (Straumann Roxolid SLA® Bone Level) de 4.8mm de diámetro y 14mm de longitud. Se cortan los implantes resultando una muestra cilíndrica de 6mm de longitud y paredes paralelas. Se determina la densidad de las muestras mediante métodos hidrostáticos para después determinar las propiedades mecánicas generando pulsos de ultrasonidos tanto longitudinal como transversalmente a la muestra con una frecuencia de 5MHz, obteniendo así el módulo elástico o de Young y el coeficiente de Poisson de la aleación TiZr.

RESULTADOS

Tras el ensayo experimental se obtienen como datos previos la longitud, masa y masa sumergida para determinar la densidad de las muestras. Este dato es necesario para incluirlo, junto con la velocidad de onda longitudinal y transversal del ultrasonidos, en la ecuaciones correspondientes de obtención del Módulo de Young y al Coeficiente de Poisson de la aleación. Se obtienen unos valores de Módulo de Young entre 102.7 y 104.7 GPa y un Coeficiente de Poisson de 0.33.

CONCLUSIONES

La aleación TiZr de implantes dentales posee unas propiedades mecánicas similares a la aleación Ti6Al4V más comúnmente utilizada en su fabricación, obteniendo un Módulo de Young aproximado de 103GPa y un Coeficiente de Poisson de 0.33. Estos datos continúan distanciándose de las propiedades mecánicas relativas al hueso prístino.

16:45h**COI - 54****EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD POSTURAL CON PROTECTORES BUCALES Y DIFERENTES POSICIONES MANDIBULARES UTILIZANDO UNA PLATAFORMA DE ESTABILOMETRÍA.**



13, 14 y 15 de Octubre | Palacio Euskalduna

Otorga el presente certificado a:

D./ Dña. ESTEBAN PÉREZ PEVIDA

como autor/a de la Comunicación Oral de Investigación titulada:

TIPIFICADO Y EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA ALEACIÓN TIZR PARA IMPLANTES DENTALES

y realizada en colaboración con

ARITZA BRIZUELA VELASCO, FRANCESCA MONTICELLI, JOSÉ MARÍA MANERO PLANELLA, MIQUEL PUNSET FUSTE, FRANCISCO JAVIER GIL MUR.

Presentada en la 46ª REUNIÓN ANUAL de SEPES, celebrada en Bilbao los días 13, 14 y 15 de Octubre 2016.

Y para que así conste se expide el presente Certificado en Bilbao, a 15 de Octubre 2016.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'E. Berroeta'.

Dra. Eva Berroeta
Pta del comité organizador SEPES BILBAO 2016

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'J. Rodríguez Ruiz'.

Dr. Juan Ignacio Rodríguez Ruiz
Presidente de SEPES

[illegible]

[illegible]

